

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)

КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

_____ **Владислав ШЛИКОВ**
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2020 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою клінічна інженерія
(назва)

спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
(код та назва)

на тему: «Моделювання ендопротеза колінного суглоба в середовищі COMSOL Multiphysics»

Виконала: студентка 4 курсу, групи БМ -62
(шифр групи)

_____ **Шостак Ірина Тарасівна** _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник _____ **ас. каф. БМІ Стасюк Юрій Петрович** _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант Охорона праці доц. каф. ОПЦБ, к.т.н., доц. Демчук Гліб Вікторович
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль _____ **ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна** _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент _____ **проф. каф. ББЗЛ, д.п.н., проф. Вихляєв Юрій Михайлович** _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2020

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут)

Біомедичної інженерії

Кафедра

Біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти

Перший (бакалаврський)

Спеціальність

163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма клінічна інженерія _____

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

(Власне ім'я,

ПРИЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Шостак Ірині Тарасівні _____

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Моделювання ендопротеза колінного суглоба в середовищі
COMSOL Multiphysics» _____

керівник роботи Стасюк Юрій Петрович _____ ,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від « 25 » травня 2020 р. № 1191

2. Термін подання студентом роботи 08.06.2020 року _____

3. Вихідні дані до роботи: наукова та технічна література; програмні продукти
SolidWorks, COMSOL Multiphysics _____

4. Зміст роботи: здійснити огляд літератури за тематикою роботи, створити
модель ендопротеза колінного суглоба та здійснити аналіз моделі в програмному
середовищі COMSOL Multiphysics _____

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій
тощо): презентація _____

6. Консультанти розділів роботи

| Розділ | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата | |
|--------|-------------------------------------------------------------------------------|----------------|------------------|
| | | завдання видав | завдання прийняв |
| 3 | Демчук Г.В., доцент кафедри охорони праці, промисловості та цивільної безпеки | | |

7. Дата видачі завдання 11 лютого 2020 року

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання дипломної роботи | Строк виконання етапів роботи | Примітка |
|-------|-----------------------------------------------------------------|-------------------------------|----------|
| 1 | Огляд літератури за тематикою роботи. | 12.02-01.06.2020 | |
| 2 | Вибір оптимальної конструкції протезу колінного суглобу. | 09.03-23.03.2020 | |
| 3 | Обрання програмного забезпечення для математичного моделювання. | 24.02-16.03.2020 | |
| 4 | Вибір матеріалів для елементів ендопротеза. | 23.03-20.04.2020 | |
| 5 | Виконання проєкційних креслень елементів ендопротезу. | 20.04-27.04.2020 | |
| 6 | Побудова 3D моделі ендопротезу колінного суглобу. | 27.04-19.05.2020 | |
| 7 | Моделювання деформацій ендопротезу. Аналіз результатів. | 19.05-07.06.2020 | |
| 8 | Охорона праці | 27.04-31.05.2020 | |
| 9 | Підготовка до захисту | 01.06-07.06.2020 | |
| 10 | Захист дипломної роботи | 19.06.2020 | |

Студент

(підпис)

Ірина ШОСТАК

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)

Юрій СТАСЮК

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Тема дипломної роботи: «Моделювання ендопротеза колінного суглоба в середовищі COMSOL Multiphysics».

Обсяг роботи становить 54 сторінки, міститься 23 ілюстрацій, 16 таблиць. Загалом опрацьовано джерел 30.

Актуальність роботи. Щорічно лише в Україні ендопротезування колінного суглобу потребує близько 10 тисяч хворих, при цьому постійно вдосконалюється конструкція та матеріали для імплантів. Перед лікарем постає складне завдання підбору оптимальної конструкції ендопротезу в залежності від патології та анатомічних особливостей пацієнта. Для вирішення цього завдання запропоновано розробити математичну модель пружно-деформованого стану ендопротезу колінного суглобу, що дозволить вивчити особливості деформування імплантів при типових навантаженнях, що виникають в процесі ходьби.

Метою роботи є модель ендопротезу колінного суглобу в середовищі COMSOL Multiphysics.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

- Огляд літератури за тематикою роботи;
- Вибір оптимальної конструкції ендопротезу колінного суглобу;
- Обрання програмного забезпечення для математичного моделювання;
- Вибір матеріалів для ендопротезу;
- Виконання проєкційних креслень елементів ендопротезу;
- Побудова 3D моделі ендопротезу колінного суглобу;
- Моделювання деформацій ендопротезу.

Ключові слова: ендопротез колінного суглоба, математичне моделювання, 3D модель, стегновий компонент, вкладиш, великогомілковий компонент.

ABSTRACT

The theme of thesis: «Modeling of a knee joint endoprosthesis in COMSOL Multiphysics software».

The work volume is 54 pages, contains 23 illustrations, 16 tables. In total 30 sources were processed.

Relevance of work. Every year only in Ukraine, about 10,000 patients need knee arthroplasty, and their construction and materials for implants are constantly being improved. the difficult task of selecting the optimal design of the endoprosthesis, depending on the pathology and anatomical features of the patient, falls on the shoulders of the doctor. To solve this problem, it is proposed to develop a mathematical model of the elastically deformed state of the knee joint endoprosthesis, which will allow to study the features of deformation of implants at typical loads that occur during walking.

The aim of the work is a model of knee arthroplasty in COMSOL Multiphysics.

To achieve this goal the following tasks are set:

- Review of literature on the subject of work;
- Selection of the optimal construction of the knee arthroplasty;
- Selection of software for mathematical modeling;
- Selection of materials for endoprosthesis;
- Execution of projection drawings of endoprosthesis elements;
- Construction of a 3D model of a knee arthroplasty;
- Modeling of endoprosthesis deformations.

Key words: knee arthroplasty, mathematical modeling, 3D model, femoral component, liner, tibial component.

ЗМІСТ

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ВСТУП | 8 |
| РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ..... | 10 |
| 1.1 Огляд анатомії коліна людини..... | 10 |
| 1.2 Біомеханіка рухів колінного суглоба..... | 12 |
| 1.3 Ендопротез колінного суглобу. Вибір оптимальної конструкції ендопротезу | 15 |
| 1.4 Обґрунтування вибору програмного забезпечення для математичного моделювання | 18 |
| Висновки до розділу 1 | 20 |
| РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА 3D МОДЕЛІ ЕНДОПРОТЕЗУ КОЛІННОГО СУГЛОБУ..... | 21 |
| 2.1 Вибір матеріалів для ендопротеза колінного суглоба..... | 21 |
| 2.2 Моделювання ендопротезу колінного суглоба | 25 |
| 2.2.1 Виконання проєкційних креслень елементів ендопротезу | 25 |
| 2.2.2 Побудова 3D моделі ендопротезу колінного суглобу..... | 28 |
| Висновки до розділу 2 | 31 |
| РОЗДІЛ 3 МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ | 32 |
| 3.1 Дослідження обраних матеріалів при навантаженні стегнового компонента | 32 |
| 3.2 Дослідження найкращого матеріалу при навантаженні усього ендопротеза..... | 38 |
| 3.3 Дослідження деформацій ендопротезу при критично допустимих навантаженнях | 40 |
| Висновки до розділу 3 | 41 |

| | | | | | | | | |
|-----------|--------------|----------|--------|------|----------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|------|--------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | | | |
| Зм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата | | | | |
| Розробила | Шостак І.Т. | | | | Моделювання ендопротеза колінного суглоба в середовищі COMSOL Multiphysics | Лит. | Лист | Листів |
| Перевірює | Стасюк Ю.П. | | | | | | | 54 |
| Реценз. | Вихляев Ю.М. | | | | | НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», ФБМІ, БМ-62 | | |
| Н. Контр. | Юр'єва К.О. | | | | | | | |
| Затвердив | Стасюк Ю.П.. | | | | | | | |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----|
| РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ..... | 43 |
| 4.1 Технічні характеристики ендопротезу колінного суглоба | 43 |
| 4.2 Аналіз потенціальних небезпек та розробка заходів безпеки | 44 |
| 4.2.1 Біологічна небезпека | 44 |
| 4.2.2 Механічна небезпека | 45 |
| 4.4 Інструкція з техніки безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту | 47 |
| Висновки до розділу 4 | 48 |
| ВИСНОВКИ | 49 |
| СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ..... | 51 |
| ДОДАТКИ..... | 55 |

ВСТУП

Коліно є суглобом, що несе основне навантаження нашого тіла, а його особлива будова робить його вразливим перед травмами і захворюваннями. Захворювання суглобів в організмі людини призводять до дискомфорту в русі, а отже, до зниження якості життя. Ендопротезування колінного суглоба займає друге місце в світі за поширеністю.

Актуальність роботи. Щорічно лише в Україні ендопротезування колінного суглобу потребує близько 10 тисяч хворих, при цьому постійно вдосконалюється конструкція та матеріали для імплантів. Перед лікарем постає складне завдання підбору оптимальної конструкції ендопротезу в залежності від патології та анатомічних особливостей пацієнта. Для вирішення цього завдання запропоновано розробити математичну модель пружно-деформованого стану ендопротезу колінного суглобу, що дозволить вивчити особливості деформування імплантів при типових навантаженнях, що виникають в процесі ходьби.

Метою дипломної роботи є модель колінного суглобу у середовищі COMSOL Multiphysics для дослідження пружно деформованого стану.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

- Огляд літератури за тематикою роботи;
- Вибір оптимальної конструкції ендопротезу колінного суглобу;
- Обрання програмного забезпечення для математичного моделювання;
- Вибір матеріалів для ендопротезу;
- Виконання проєкційних креслень елементів ендопротезу;
- Побудова 3D моделі ендопротезу колінного суглобу;
- Моделювання деформацій ендопротезу.

На прикладі моделювання розробляється інструмент для загального вжитку в медичних закладах. Дана модель може використовуватись в лікувальних закладах ортопедами, травматологами. Завдяки розробці моделі ендопротеза колінного суглоба в середовищі COMSOL Multiphysics лікарі матимуть змогу розраховувати навантаження для підвищення ефективності вибору ендопротеза та вибору тактики лікування.

Новизна полягає в середовищі в якому розроблюється – COMSOL Multiphysics, і в геометрії суглоба. COMSOL Multiphysics включає в себе всі етапи моделювання: від створення геометрії, визначення механічних властивостей матеріалів і опису фізичних явищ, до налаштування вирішення і процесу заключної обробки, що дозволяє отримувати точні і надійні результати.

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист |
| | | | | | | 9 |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата | | |

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Огляд анатомії коліна людини

Коліно є суглобом, що несе основне навантаження нашого тіла і як наслідок – один з суглобів, найбільш схильних до травм і хвороб. Говорячи про анатомічну будову коліна, мається на увазі як сам колінний суглоб, так і м'язи, зв'язки і сухожилля стегна і гомілки, що його оточують (рис. 1.1).



Рисунок 1.1 – Анатомія коліна [2]

Колінний суглоб є найбільшим суглобом людського організму. Він приймає на себе велике навантаження і робить можливим відтворення самих складних дій . У колінний суглоб входить велика кількість складових елементів, що виконують різні функції. Так колінний суглоб утворений трьома кістками:

- великогомілковою;
- стегною;
- надколінником (колінною чашечкою).

Колінна чашечка розташовується в товщі зв'язок і стабілізує суглоб при згинаннях/розгинаннях, запобігаючи зсув кісток убік [1].

Додаткова стійкість колінного суглоба забезпечується зв'язками:

- поперечною і хрестовидними, розташованими всередині колінного суглоба;
- бічними – велико- і малогомілковою;
- задніми – дугоподібною, підколінною, що підтримують (2 бічними і 1 центральною) і надколінком [1].

Синовіальні сумки представлені в більшій, ніж в інших суглобах, кількості. Кісткове зчленування оточує навколосуглобова капсула, у сухожилля є власні над-, між-, і навколосухожилльні синовіальні сумки.

Анатомія коліна додатково ускладнена тим, що суглоб складено різними за формою поверхнями:

- круглими головками великогомілкової і стегнової кісток;
- плоскою – надколінка [1].

Для більш щільного з'єднання всередині коліна і для рівномірного розподілу тиску стегна на кістку існують два меніска: медіальний і латеральний. Вони, мають форму півмісяця, змінюючи своє положення і форму, пом'якшують рух і тертя всередині колінного суглоба. Між собою меніски з'єднані поперечною зв'язкою, а своїми краями кріпляться до відповідних кісток коліна. Колінний суглоб укріплений численними зв'язками. Так колатеральні зв'язки зміцнюють його зліва і справа, а хрестоподібні всередині. І, звичайно ж, зміцнюють коліно всі зв'язки і сухожилля, які є продовженням м'язів, що оточують суглоб [3]. Додатковий захист суглоба забезпечує складчата внутрішня синовіальна мембрана. Жирова тканина в ній виконує буферну роль.

Коліно здійснює рух по 2 осях:

- у фронтальній – розгинання/згинання;
- по вертикальній – обертання.

Рухові функції колінного суглоба забезпечені різними групами м'язів – згиначами і розгиначами [1].

1.2 Біомеханіка рухів колінного суглоба

Основними силовими факторами, що діють на кістки людини без ушкоджень являються внутрішні сили від скорочення м'язів та зв'язок для виконання біологічних функцій (згинання, розгинання, жування, фіксації тощо) в процесі життєдіяльності людини, сили гравітаційного тяжіння та інерції при взаємодії з зовнішнім середовищем. Завдяки функціональним зусиллям м'язів біомеханічних систем людини у рух приводяться тіла кінцівок. За характером зміни у часі можна виділити статичні (наприклад, повільне згинання кісток суглобів) та циклічні силові навантаження кінцівок людини [5].

Механічні властивості суглобів визначаються їхньою будовою.

Меніски колінного суглоба являють собою хрящові прокладки, які виконують роль амортизаторів в суглобі, стабілізують кінематику колінного суглоба і збільшують конгруентність суглобових поверхонь. При рухах кісток в колінному суглобі меніски деформуються, їх форма змінюється.

Функція суглобового хряща полягає у зменшенні сил тертя при русі в суглобі, а також в амортизації ударних навантажень. Їх фізико-механічні характеристики проявляють неоднорідні, анізотропні, пороеластичні, в'язкопружні властивості, що змінюються у часі та залежать від навантаження тканин та біологічного стану, наприклад, гідратації (зволоження) та віку (мінералізація кісток).

Опубліковані в літературі експериментальні дані біомеханічних характеристик кінцівок та біологічних тканин суглобів людини зведені у таблиці 1.1 [5].

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист |
| | | | | | | |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата | | 12 |

Таблиця 1.1 – Ізотропні механічні властивості матеріалів біологічного походження

| Матеріал біологічних тканин | Модуль пружності E, ГПа | Коефіцієнт Пуассона, ν | Жорсткість, Н/мм | Границя міцності, σ_b , МПа |
|-----------------------------|-------------------------|----------------------------|------------------|------------------------------------|
| Хрящ (Колінний суглоб) | 0,005 | 0,46 | - | - |
| Меніск (Колінний суглоб) | 0,059 | 0,49 | 317±108 | 42,4–94,4 |
| Зв'язки (Колінний суглоб) | - | - | 3–7 | - |

Суглобна поверхня змочується синовіальною рідиною, яку, як у капсулі, зберігає суглобна сумка. Синовіальна рідина забезпечує зменшення коефіцієнту тертя в суглобі приблизно у 20 разів. Тут відбувається наче «вижимальний» принцип мастила: при зниженні навантаження на суглоб, воно поглинається губчастими утвореннями суглоба, а при підвищенні – вижимається для змочування поверхні суглобу і зменшення коефіцієнта тертя [4].

Колінний суглоб є найбільш навантаженим і самим складним суглобом. Величини сил, що діють на суглобні поверхні, великі і залежать від виду діяльності та її інтенсивності. Колінний суглоб здатний витримати навантаження до 1 тони – на нього «тисне» власна вага тіла, а при виконанні рухів (біг, стрибки, спуск по сходах) осьове напруження зростає багаторазово [6]. При ходьбі в суглобі розвиваються зусилля у 2,67 рази більше за вагу тіла людини, а під час ходьби по сходах сила перевищує у 3,51 вагу тіла.

Дані для номінальних та екстремальних величин функціональних зусиль, що мають місце у повсякденному житті людини представлені в таблиці 1.2. При пошкодженнях м'язів, деградації контактної поверхні кісток суглобів зусилля можуть досягати критичних величин, що збільшують локалізацію деформації та градієнтів напружень біологічних тканин (хрящів, кісток) [5].

Таблиця 1.2 – Величини функціональних нормальних та максимальних зусиль в кінцівках людини

| | Норма | Максимум |
|-----------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| Колінний суглоб | 1–2 BW (англ. Body Weight – вага тіла) | 4 BW ¹ (англ. Body Weight – вага тіла) |

Різні виміри сил при динамічній ходьбі показують, що сили, що виникають в суглобової системи в процесі ходьби, як мінімум, досягають семикратної маси тіла. Так, для середньостатистичної людини вагою в 70 кг максимальне навантаження в коліні при динамічній ходьбі буде близька до 5000 Н [23]. Сили, які діють на колінний суглоб, при масі тіла 90 кг досягають: при ходьбі 7000 Н, при бігу – 20000 Н [4].

Міцність суглобів, як і міцність кісток, не є нескінченою. Так, тиск у суглобному хрящі не повинен перевищувати 350 Н/см². При більш високому тиску припиняється змазування суглобного хряща і підвищується небезпека його механічного стирання [6].

Колінний суглоб відноситься до суглобів з двома ступенями вільності. Який припускає згинання і розгинання, а також деякий поворот голені відносно стегна. Суглоб має одну вісь обертання і є блоковидним. Щодо своєї осі його рухливість можлива на 170° [3].

Найбільш безпечне для колінного суглоба положення – це коли нога повністю випрямлена. Тоді суглоб блокується і його вкрай складно пошкодити. А при згинанні коліна з’являються додаткові ступені свободи за рахунок особливостей будови суглобових поверхонь і розслаблення бокових зв’язок. У цьому випадку він може в малому обсязі дозволити руху як кулястий суглоб, а саме обертати гомілку назовні і всередину і виконувати малі кругові рухи [6].

1.3 Ендопротез колінного суглобу. Вибір оптимальної конструкції ендопротезу

За статистикою, кожна третя людина старше 30 років хоча б раз в житті отримувала травму колінного суглоба, і кожен третій житель планети страждає від його патологій. З віком відсоток хворих збільшується.

Сьогодні захворювання суглобів займають перше місце, так як особлива будова колінного суглоба людини робить його вразливим перед травмами і захворюваннями. Захворювання суглобів в організмі людини призводять до дискомфорту в русі, а отже, до зниження якості життя. У деяких випадках відбувається навіть повна втрата функцій кінцівки.

Коли консервативне лікування виявляється неефективним, одним з варіантів розв'язання проблеми стає тотальне ендопротезування. Заміна робочих поверхонь суглобу на штучні імпланти виконується при пошкодженнях та захворюваннях суглобу, які неможливо вилікувати.

Світова статистика свідчить, що в середньому щорічно потребує ендопротезування суглобів 500 – 1000 хворих та травмованих на 1 млн. населення. А з урахуванням кількості населення України, щорічно в нашій державі потребує ендопротезування 25 – 40 тисяч хворих та травмованих [7]. Ендопротезування колінного суглоба займає друге місце в світі за поширеністю після повної заміни тазостегнового суглоба. Щорічно лише в Україні ендопротезування колінного суглобу потребує близько 10 тисяч хворих.

Ідея заміни патологічно зміненого суглоба штучним не нова. Створити ендопротез, який повністю задовольняє вимогам: інертності матеріалу, безпеки, зносостійкості, стабільності вдалося в 1958 р. Але роботи по створенню кращого протеза колінного суглоба не зупиняються і до сьогодення [8].

Основним захворюванням, що призводить до ендопротезування колінних суглобів є артроз. В Україні кожному десятому пацієнту з деформуючими артрозами різної етіології необхідна заміна суглоба. Даний діагноз ставиться в наслідку зношуваності хрящового прошарку колінного суглоба, що призводить до ряду проблем: руйнування суглобових хрящів; деформації коліна; обмеженості рухів [10].

Ендопротезування може означати заміну однієї або обох суглобових поверхонь або заміни всього суглоба, в залежності від того, що необхідно. Не завжди необхідно замінити весь колінний суглоб, можна тільки частину, яка була зношена або пошкоджена.

Існують різні види ендопротезів колінного суглоба в залежності від ступеня і масштабу ушкодження:

- одностороннє ендопротезування (заміна ковзної поверхні суглоба на одному меніску) – частковий (рис. 1.2);
- тотальна заміна суглоба – модульний (рис. 1.3);
- тотальна заміна колінного суглоба і виправлення осі – ротаційний ендопротез (рис. 1.4).

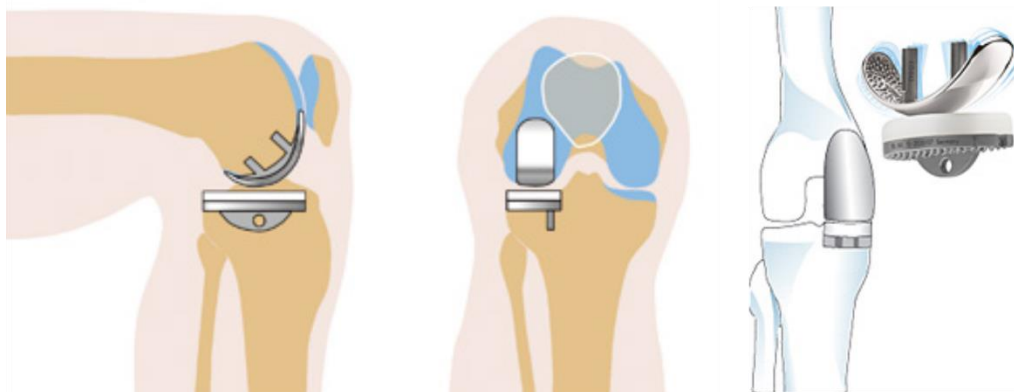


Рисунок 1.2 – Одностороннє ендопротезування – частковий ендопротез [9]

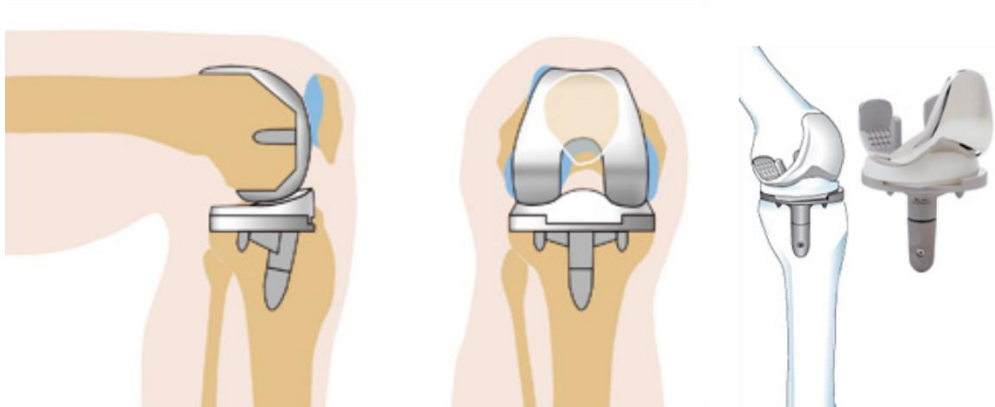


Рисунок 1.3 – Тотальна заміна колінного суглоба – модульний ендопротез [9]

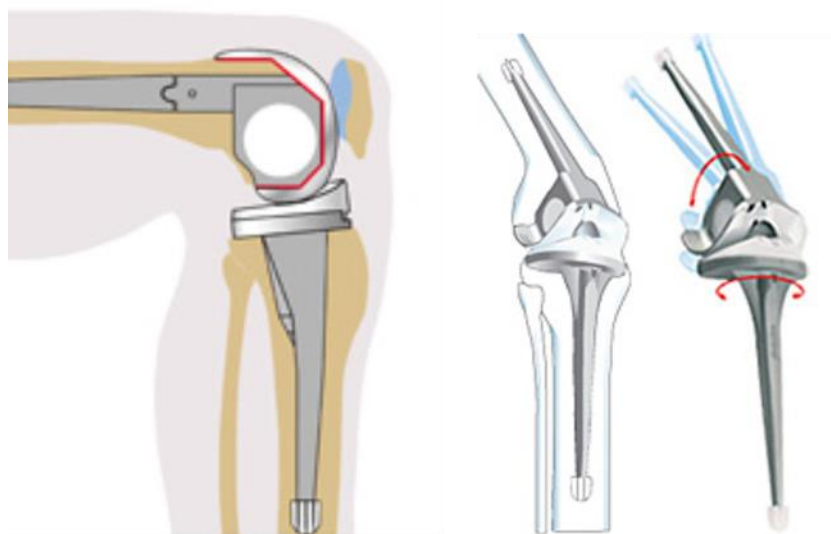


Рисунок 1.4 – Тотальна заміна колінного суглоба і виправлення осі – ротаційний ендопротез [9]

Якщо хрящ стерся по всій поверхні суглоба, необхідна тотальна заміна поверхні зношеного хряща на всій суглобовій поверхності, тобто використання модульного ендопротеза. Такий ендопротез вимагає незайманих зв'язків коліна. Даний тип протеза є найбільш поширеним ендопротезом коліна і повністю замінює колінний суглоб: суглобові поверхні стегна, гомілки і іноді колінної чашечки. Тому в роботі було вирішено досліджувати саме модульний ендопротез колінного суглоба.

Модульний ендопротеза колінного суглоба дозволяє підібрати лікування індивідуально для конкретного пацієнта. Ендопротез може бути належним чином підігнаний виходячи зі стану кістки під час операції. Якщо хрящ на задній стінці надколінка (колінної чашечки) виявився також витертою і ця

частина колінного суглоба пошкоджена, заміна може бути розширена в межах системи, щоб також включити і це пошкодження [9].

Будь-який протез коліна повинен бути закріплений в кістці людини. Тільки тоді він володіє достатньою стабільністю. Залежно від ступеня руйнування кістки, її якості, фізичної активності пацієнта, а також здоров'я і віку можна застосовувати три типи кріплення: цементний, безцементний або гібридний протез [25]. Ендопротези колінного суглоба зазвичай імплантуються за допомогою так званого «кісткового цементу», який швидко твердне.

Ендопротези виробляють з матеріалів, максимально сумісних з тканинами людського організму. А такого роду оперативне втручання дозволяє пацієнтові мати безболісний, рухливий суглоб і повернутися до нормального способу життя [10].

1.4 Обґрунтування вибору програмного забезпечення для математичного моделювання

На даний момент для дослідження деформації при механічному навантаженні є розроблено багато програмних продуктів, а саме: SolidWorks, COMSOL, Deform 2D(3D), ANSYS, Creo, Abaqus та інші.

Для виконання дослідження обиралась універсальна програмна платформа для комп'ютерного моделювання різних фізичних задач. Тому було обрано використовувати COMSOL Multiphysics 5.5.

COMSOL Multiphysics призначена для моделювання та симуляції будь-якої системи, заснованої на фізиці. За допомогою програмного пакету COMSOL Multiphysics інженери і вчені моделюють конструкції, пристрої та процеси у всіх областях інженерних, виробничих і наукових досліджень. Він включає в себе всі етапи моделювання: від створення геометрії, визначення

механічних властивостей матеріалів і опису фізичних явищ, до налаштування вирішення і процесу заключної обробки, що дозволяє отримувати точні і надійні результати [11].

Також COMSOL є гнучкіший у використанні, дозволяє розробнику самостійно задавати рівняння для обрахунку, та справляється із симуляцією мультифізичних процесів. Також графічний інтерфейс користувача програмного продукту COMSOL більш зручний. В нових версіях COMSOL (5.0 та вище) опція Import добре функціонує із складною трьохвимірною геометрією. COMSOL Multiphysics не має жорстких обмежень, які зазвичай властиві пакетам для моделювання, і можна керувати усіма аспектами моделі.

Моделювання в COMSOL дозволяє досліджувати в одному програмному середовищі явища електромагнетизму, механіки конструкцій, акустики, гідродинаміки, теплопередачі і хімічні реакції, а також будь-які інші фізичні явища, які можна описати системами диференціальних рівнянь в приватних похідних. Можна поєднувати в одній моделі всі ці фізичні явища [12].

Програмний пакет COMSOL містить готові фізичні інтерфейси для моделювання різних фізичних явищ, в тому числі поширених міждисциплінарних мультифізичних взаємодій. Після вибору фізичного інтерфейсу COMSOL Multiphysics пропонує кілька різних типів досліджень (або аналізу). Наприклад, при дослідженні механіки твердого тіла програмний пакет пропонує нестационарні дослідження, стаціонарні дослідження і дослідження на власні частоти [12].

Для створення креслень та 3D моделі елементів ендопротезу було вирішено використовувати програмний комплекс SolidWorks 2017. В системі SolidWorks підтримуються всі основні стандарти представлення та обміну даними.

Робота з інтерфейсом SolidWorks при виконанні ескізів, створення моделей деталей, моделей зборок, а так само креслень, комфортна так як

інтерфейс інтелектуальний і розроблений з урахуванням особливостей користувача. Є найбільш повний опис геометричних і фізичних властивостей об'єкта, що дозволяє конструктору створювати об'ємні деталі і компонувати зборки у вигляді тривимірних електронних моделей, за якими створюються двовимірні креслення і специфікації відповідно до вимог єдиної системи конструкторської документації(ЕСКД) [14].

При створенні ескізі в середовищі SolidWorks немає необхідності відстежувати стиль лінії, автоматично відображаються використовувані взаємозв'язки (горизонтальність, вертикальність, збіг точок). Команда "Розмір" дозволяє проставляти розміри: відрізка, радіуса, кута, діаметра не змінюючи команди "розмір".

При створенні ескізу є доступ до повного набору геометричних побудов і операцій редагування. Ескіз конструктивного елементу може бути легко відредаговано у будь-який момент роботи над моделлю [13].

Висновки до розділу 1

Провівши пошук та огляд літератури в даному розділі було розглянуто анатомічну будову колінного суглоба, вивчено біомеханіку руху. Детальніше розкрито види ендопротезів колінного суглоба. Для подальшого дослідження, вибрано модульний ендопротез.

Розглянувши задачі поставлені перед нами було обрано програмне середовище Comsol Multiphysics 5.5 для комп'ютерного моделювання деформації ендопротеза колінного суглоба. Вирішено створювати креслення та 3D моделі елементів ендопротезу в програмному комплексі SolidWorks.

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА 3D МОДЕЛІ ЕНДОПРОТЕЗУ КОЛІННОГО СУГЛОБУ

2.1 Вибір матеріалів для ендопротеза колінного суглоба

Метали з нержавіючої сталі, цирконієва кераміка, композити (Ti-6Al-4V, ZrO₂) складають один з найважливіших класів матеріалів, що застосовуються в медицині 21 століття при виготовленні конструкцій імплантатів та лікувальних пристроїв в стрижневих і пластинчастих системах остеосинтезу кісткових відламків кінцівок і щелепи людини. Фізико - механічні характеристики матеріалів даного типу повинні мати властивості:

- високої біосумісності (біологічно інертний матеріал не викликає побічних клінічних проявів);
- корозійної стійкості (здатність матеріалів чинити опір корозії);
- біоінертні (хімічно інертний матеріал, який не викликає побічних клінічних проявів);
- немагнітний (власне магнітне поле матеріалу відсутнє);
- низької теплопровідності (коефіцієнт теплопровідності має кореляцію з малим відхиленням до біологічних тканин);
- малості термічних деформацій (коефіцієнт лінійного термічного розширення малий);
- відсутністю токсичності (показник безпеки в медицині) [4].

Матеріали, з яких виготовляють сучасні ендопротези колінних суглобів, мають високу міцність володіють гіпоалергенністю та здатністю приживатися в людському організмі. Тому термін їх служби складає в середньому 15-20 років, а в багатьох випадках хворі користуються ними до 30 років. При зносі ендопротеза його замінюють новим [15].

Біосумісні матеріали які широко використовуються в ортопедії і травматології, володіють високим рівнем реактогенності, реактивності і

сприятливим системним впливом на організм, часто виявляються нездатними витримувати навантаження, що діють на ендопротез. У той же час високоміцні конструкційні матеріали не володіють усім спектром властивостей, що характерні біоматеріалам, і, таким чином, їх застосування завдає непоправної шкоди здоров'ю людини. Зазначене протиріччя вирішується шляхом деякого компромісу між міцністю і біосумісністю [16].

В ендопротезах суглобів на сьогодні використовуються такі пари тертя: метал-поліетилен, кераміка-поліетилен, метал-метал, кераміка-кераміка. Кожна з цих пар має свої переваги та недоліки, головними з яких є зношування та утворення мікрочасток, які мають безпосередній негативний вплив на здоров'я пацієнтів з ендопротезами суглобів. Головною метою використання більш зносостійких пар тертя є зниження потреби у повторних оперативних втручаннях [17].

Поява часточок зносу має як місцеву, так і системну дію. Системне поширення часточок і розчинних продуктів корозії від модульних з'єднань ендопротеза призводить до накопичення металевих часточок в лімфовузлах, печінці та селезінці. В цілому, часточки поліетилену викликають більш виражений запальний процес, але часточки хрому і кобальту мають більш високу токсичність.

На сьогодні найпоширенішими матеріалами для виготовлення пар тертя ендопротезів крупних суглобів є: метал (сплави TiAl-Nb(V), Co-Cr-Mo, Co-Cr), кераміка (Al₂O₃, ZrO₂), високомолекулярний поліетилен [18].

Металеві частини ендопротеза колінного суглоба можуть бути виготовлені з різних сплавів. При цьому ендопротез колінного суглоба як чужорідний матеріал повинен відповідати певним вимогам. Він повинен працювати без заподіяння болю і проблем. Матеріал повинен бути сумісний з організмом, стійким до корозії і протистояти природному стирання суглобів один проти одного. Тому найбільш поширеними для частин ендопротеза колінного суглоба є сплави на основі титану (Ti-6Al-4V, Ti-5Al-2,5Fe, Ti-6Al-

7Nb), кобальту (Co-Cr-Mo, Co-Cr) та на основі нікелю (Ni-Cr-Mo). У пацієнтів з алергією на нікель використовуються титанові сплави [19].

Тому для виготовлення ковзних компонентів ендопротезів використовують сплави титану. А для виготовлення поверхонь ковзання застосовують поліетилен низького тиску (ПНТ).

ПНТ - поліетилен низького тиску (високої щільності HDPE), отримують суспензійним і газофазним методами полімеризації етилену при низькому тиску на комплексних металоорганічних каталізаторах в суспензії.

ПНТ стійкий до дії води, сильних кислот і лугів, а також органічних розчинників. При підвищенні щільності зростає стійкість по відношенню до більшості органічних розчинників. При кімнатній температурі не розчиняється і не набухає ні в одному з відомих розчинників.

Малотоннажна марка поліетилену - так званий "надвисокомолекулярний поліетилен", що відрізняється відсутністю будь-яких низькомолекулярних домішок, високою лінійністю і молекулярною масою, використовується в медичних цілях у якості заміни хрящової тканини суглобів [20].

Найбільш широке застосування в медицині отримали технічно чистий нелегований титан з різним вмістом кисню (BT1-0, BT1-00), а також сплав титану, додатково легований ванадієм і алюмінієм Ti-6Al-4V (BT6) (табл. 2.1). Менш вживаними є сплави з додаванням заліза і ніобію: Ti-5Al-2,5Fe і Ti-6Al-7Nb [16].

Таблиця 2.1 – Хімічний склад сплаву титана [21]

| Позначення марок | Масова частка хімічних елементів, % | | | | | | | | | | |
|------------------|-------------------------------------|-----------|----------|-----------|----------|---------|--------|-------|-------|----------|--------------------|
| | тита-ну | алю-мінію | вана-дію | ци-рконію | кре-мнію | залі-за | ки-сню | водню | азоту | вугле-цю | сума інших домішок |
| BT1-00 | основа | - | - | - | 0,08 | 0,15 | 0,10 | 0,008 | 0,04 | 0,05 | 0,10 |
| BT1-0 | основа | - | - | - | 0,10 | 0,25 | 0,20 | 0,010 | 0,04 | 0,07 | 0,30 |
| BT6 | основа | 5,3-6,8 | 3,5-5,3 | 0,30 | 0,10 | 0,60 | 0,20 | 0,015 | 0,05 | 0,10 | 0,30 |

Технічно чистий титан використовується переважно для дентальних імплантатів, як правило, з додатковою модифікацією поверхні: біоактивні покриття на основі кальцій-фосфатних сполук, пористі покриття. Нелегований титан має нижчу міцність, ніж його сплави з легувальними добавками, але при цьому його міцність приблизно в п'ять разів перевершує міцність кісткової тканини (табл. 2.2)[22].

Таблиця 2.2 – Механічні властивості титанових сплавів

| Матеріал | Тип фази | Модуль Юнга, ГПа | Границя текучості | Границя міцності на розтяг, МПа |
|------------------|--------------------|------------------|-------------------|---------------------------------|
| BTi-0 | α | 102-105 | 375 | 490 |
| Ti-6Al-7Nb | α - β | 105-110 | 921 | 900-1050 |
| Ti-5Al-2.5Fe | α - β | 110 | 914 | 1024 |
| Кісткова тканина | | 10-40 | 90-140 | 10-40 |

Сплави на основі титану частіше використовуються в ортопедичній хірургії, для виготовлення імплантатів у формі спиць, цвяхів, пластин і гвинтів для фіксації і стабілізації переломів, а також для створення штучних суглобів людини. Організм людини добре переносить конструкції з титанового сплаву. Уже багато років такі сплави застосовуються в медицині. Вони стійкі до корозії в агресивних середовищах людського тіла. На їх поверхні утворюється оксидна плівка, яка перешкоджає виходу іонів імплантату в організм. Тканини навколо таких імплантатів не змінюються. Титанові сплави дуже міцні, здатні витримувати велике навантаження. Вони міцніші ніж хром, нікель, нержавіючі сталі. При стерилізації медичних інструментів з таких сплавів спиртом, обпаленням, парами формаліну і т.д. поверхні титанових сплавів не руйнуються. І найважливіше - титанові сплави не викликають алергії [16].

Розглянувши різні матеріали які використовують для ендопротезу колінного суглобу було обрано застосувати для стегнового і великогомілкового компонентів – сплав титану, для вкладиша – поліетилен. А саме сплав титану додатково легований ванадієм і алюмінієм Ti-6Al-4V (BT6) та поліетилен низького тиску – надвисокомолекулярний.

Для дослідження і порівняння деформації після навантаження стегновому та великогомілковому компонентам буде застосовано матеріал на основі кобальту та нікелю.

2.2 Моделювання ендопротезу колінного суглоба

2.2.1 Виконання проєкційних креслень елементів ендопротезу

Оскільки було вирішено досліджувати деформацію саме модульного ендопротеза колінного суглоба, розглянемо та проаналізуємо конструкцію даного ендопротеза для подальшого моделювання.

Аналізуючи конструкцію модульного ендопротеза колінного суглоба, його можна розділити на три частини: стегновий компонент, вкладиш та великогомілковий компонент (рис. 2.1) [24].

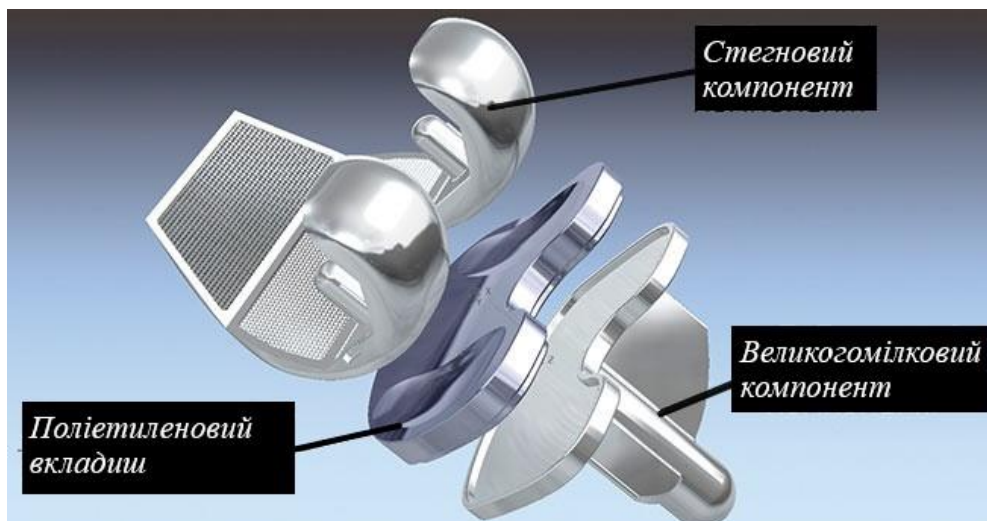


Рисунок 2.1 – Складові частини ендопротеза колінного суглоба [23]

Обравши раніше середовище для побудови креслення конструкції ендопротезу колінного суглобу SolidWorks представлено проекційні креслення. На даних кресленнях вказані відповідні розміри трьох елементів ендопротеза колінного суглоба: стегового компонента (рис. 2.2), вкладиша (рис. 2.3) та великогомілкового компонента (рис. 2.4) [24]. Всі розміри подані в міліметрах.

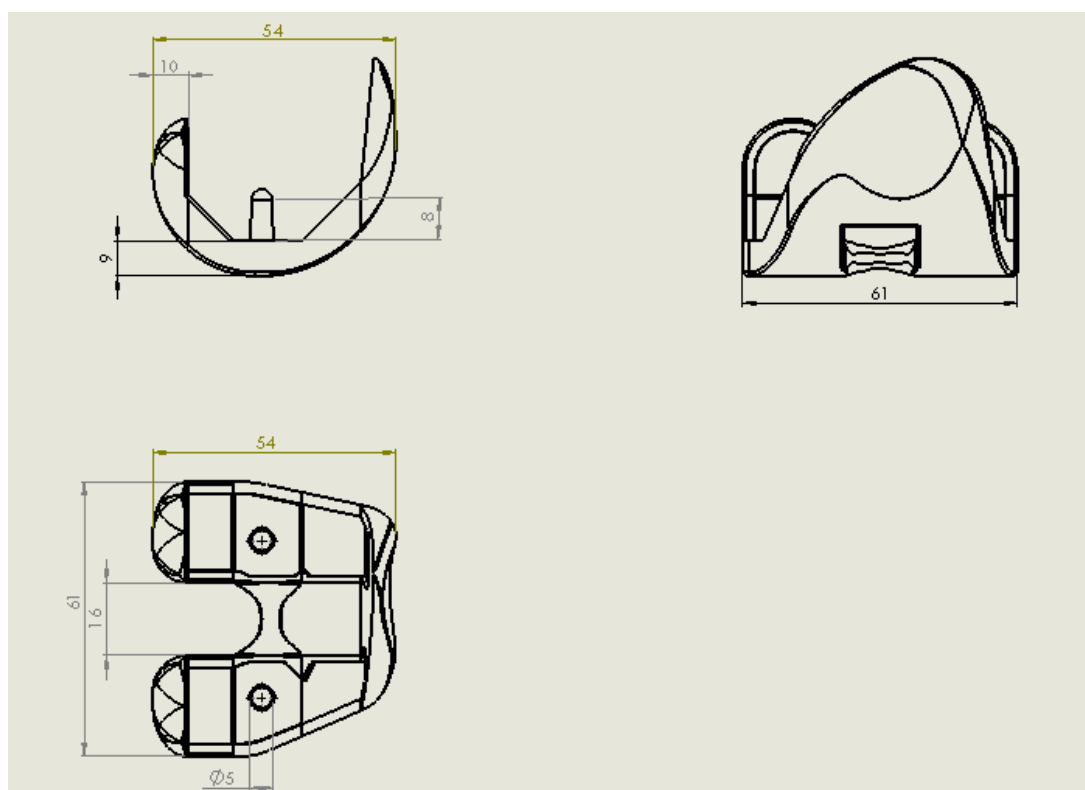


Рисунок 2.2 – Проекційне креслення стегового компонента

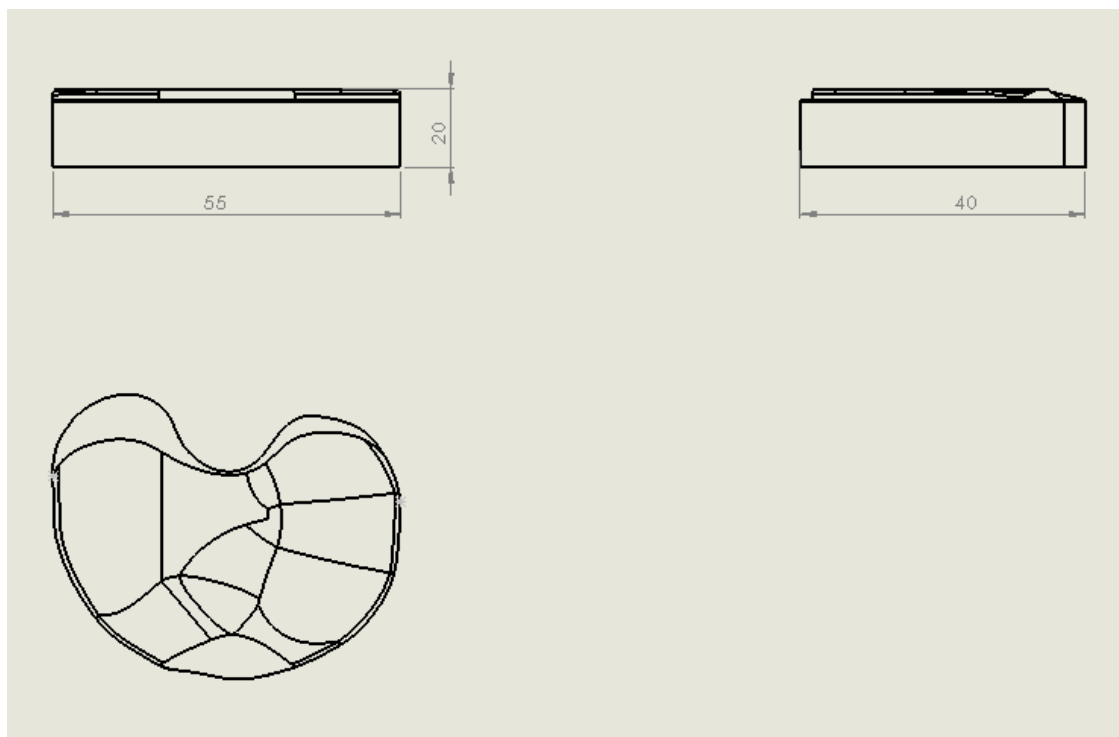


Рисунок 2.3 – Проекційне креслення вкладиша

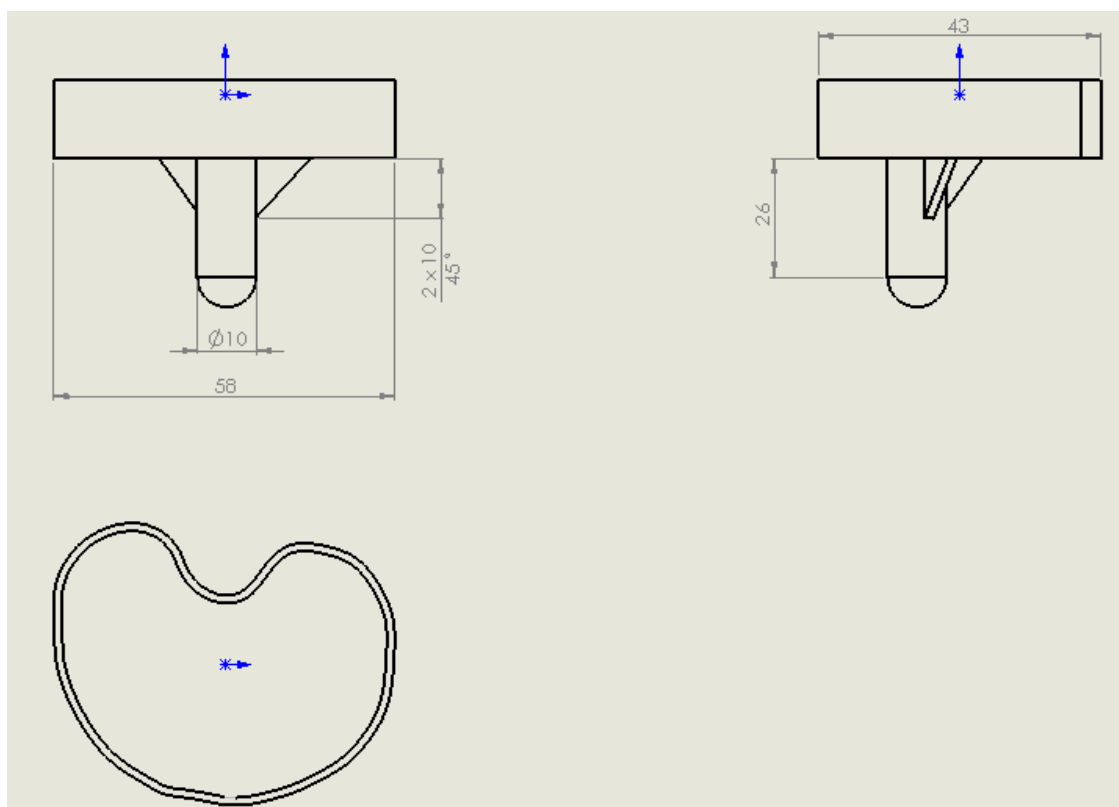


Рисунок 2.4 – Проекційне креслення великогомілкового компонента

На рисунках зображені креслення у трьох виглядах: спереду, збоку та зверху.

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист 27 |
| | | | | | | |
| Изм. | Лист | № докум. | Пілпис | Дата | | |

2.2.2 Побудова 3D моделі ендопротезу колінного суглобу

Стегновий компонент зазвичай складається зі сплаву металів і замінює зношені поверхні стегнової кістки. Потім слідує пластикова ковзаюча опора з поліетилену, яка замінює суглобову щілину. Великогомільковий компонент виконаний з титану і замінює зношені частини великої гомілкової кістки. Можливий варіант, коли задня поверхня колінної чашечки видаляється і замінюється металом. Через те, що даний четвертий компонент використовується рідко його моделювати не будемо [25].

Отже, для подальшого дослідження була створена 3D модель модульного ендопротезу колінного суглоба у середовищі SolidWorks та імпортовано в COMSOL Multiphysics. Матеріали що задані складовим ендопротезу: стегновий і великогомілковий компонент – сплав титану (Ti-6Al-4V); вкладиш – надвисокомолекулярний поліетилен.

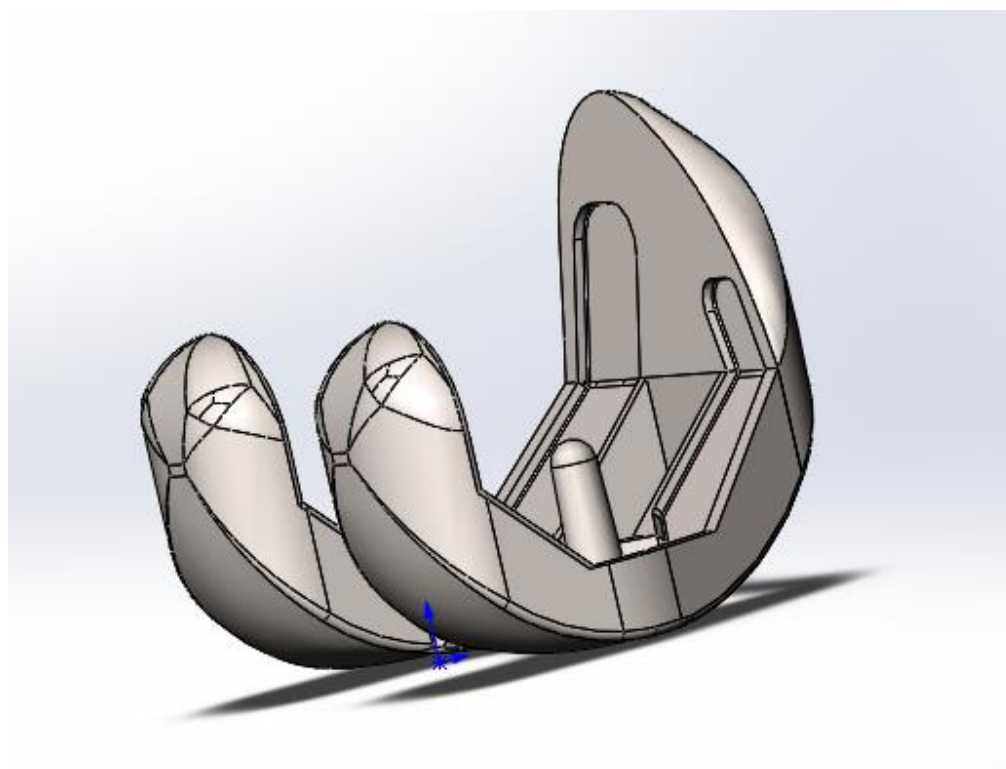


Рисунок 2.5 – 3D модель стегового компонента в середовищі SolidWorks

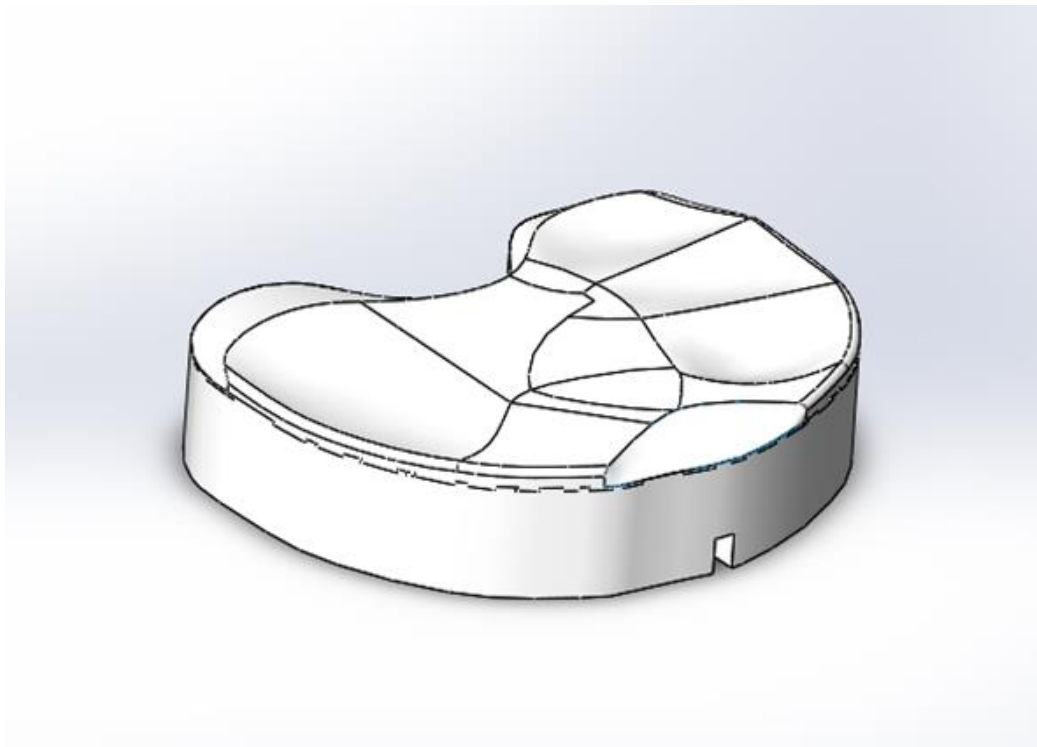


Рисунок 2.6 – 3D модель вкладиша в середовищі SolidWorks

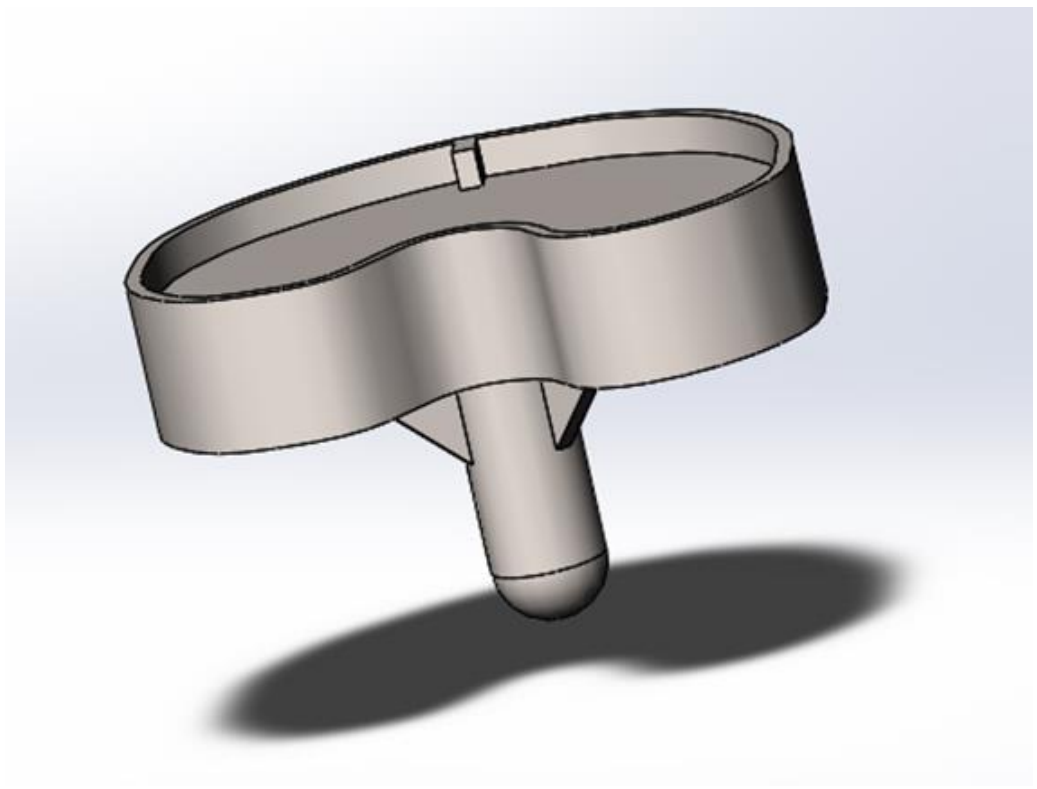


Рисунок 2.7 – 3D модель великогомілкового компонента в середовищі SolidWorks

В стегновому та великогомілковому компонентах наявні штирі. Вони вставляються в головки кісток людини для закріплення в них. Штирь в

великогомілкового компоненті має два додаткових ребра жорсткості, що дають додаткове з'єднання з кісткою та щільніше закріплюють протез.

Пази на поверхні великогомілкового елемента забезпечують стійкість вкладиша.

Стегновий елемент має виїмку для щільного контакту, що дає краще з'єднання з кісткою. Головки стегового елемента з'єднуються посередині, для запобігання зайвих деформацій протезу та надає додаткову жорсткість. Також цей елемент має обтікаючу форму, що надає впевненості в роботі.

Вкладиш має виїмки для кращого ковзання та повторює форми менісків. Також вона виготовлена з еластичного матеріалу, що додає пластичності та запобігає перевантаженню.

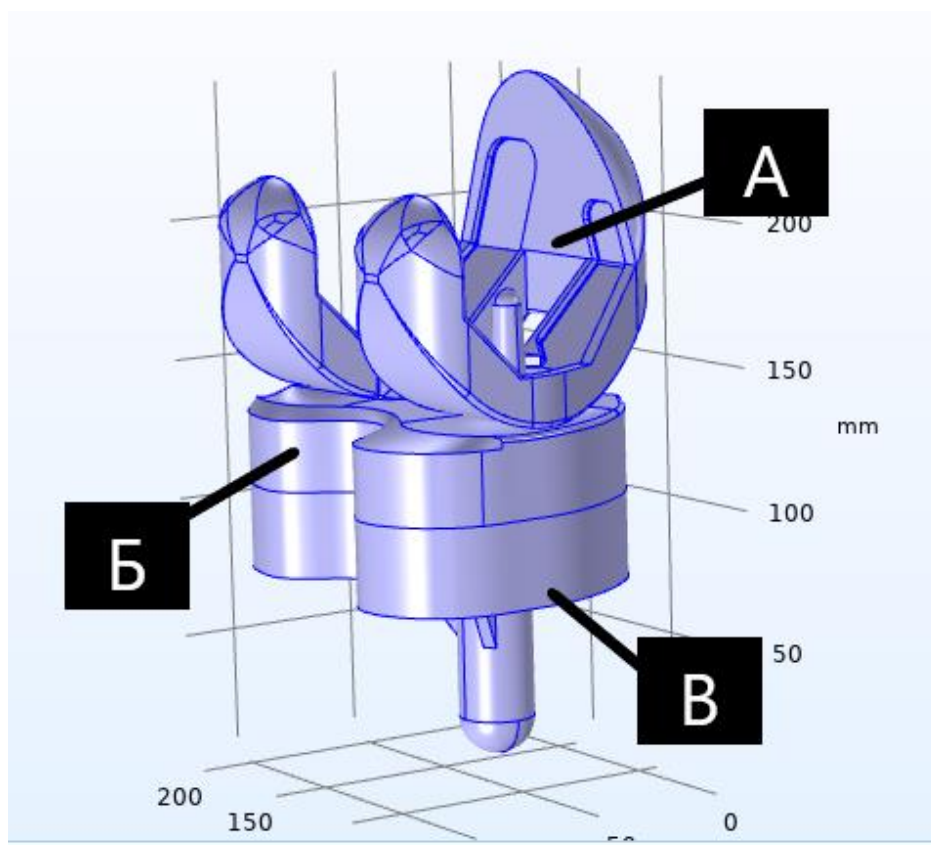


Рисунок 2.8 – 3D модель модульного ендопротезу колінного суглоба в середовищі COMSOL Multiphysics

А – стегновий компонент; Б – вкладиш; В – великогомілковий компонент.

Створивши кожен компонент моделі окремо – їх було скомпоновано в модульний ендопротез колінного суглоба(рис.2.8) для подальшого дослідження в COMSOL [26]. На рисунку 2.8 видно повноцінний ендопротез колінного суглоба.

За допомогою модуля LiveLink for SOLIDWORKS в COMSOL Multiphysics було імпортовано 3D модель ендопротезу колінного суглобу [27], яка раніше була створена в SolidWorks, для подальшого дослідження особливості деформування протезу колінного суглобу в умовах навантаження в процесі ходьби.

Висновки до розділу 2

В розділі проаналізовано матеріали з яких виготовляють ендопротези колінних суглобів та обрано досліджувати сплави на основі титану, кобальта і нікелю.

Також в даному розділі описано модульний ендопротез колінного суглоба. Виконано три проекційних креслень кожного елементу ендопротезу в програмному середовищі SolidWorks. На основі виконаних креслень була проведена побудова 3D моделей. Створивши кожен компонент моделі окремо – їх було скомпоновано в модульний ендопротез колінного суглоба для подальшого дослідження в COMSOL.

РОЗДІЛ 3

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ

3.1 Дослідження обраних матеріалів при навантаженні стегового компонента

Розглянувши раніше матеріали для ендопротеза колінного суглоба обрано застосовувати сплави на основі титану, кобальту і нікелю. Дані матеріали при дослідженні задаються стеговому та великогомілковому компонентам. В усіх дослідженнях для вкладиша застосовується поліетилен низького тиску – надвисокомолекулярний.

В середовищі Comsol Multiphysics 5.5 для елемента вкладиш задано матеріал з бібліотеки, а саме High density polyethylene (HDPE) [solid] [29]. Значення які задавали для матеріала наведені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Властивості поліетилену

| | Густина, кг/м ³ | Модуль Юнга, ГПа | Коефіцієнт Пуассона |
|-------------------|----------------------------|------------------|---------------------|
| Поліетилен (HDPE) | 950 | 0,2 | 0,42 |

Стеговому та великогомілковому елементам створено три різних матеріали. Властивості сплавів на основі титану, кобальту і нікелю для дослідження подані в таблицях 3.2, 3.3 і 3.4.

Таблиця 3.2 – Властивості сплаву Ti-6Al-4V [28]

| | Густина, кг/м ³ | Модуль Юнга, ГПа | Коефіцієнт Пуассона |
|-----------|----------------------------|------------------|---------------------|
| Ti-6Al-4V | 4400 | 107 | 0,32 |

Таблиця 3.3 – Властивості сплаву Co-Cr-Mo

| | Густина, кг/м ³ | Модуль Юнга, ГПа | Коефіцієнт Пуассона |
|----------|----------------------------|------------------|---------------------|
| Co-Cr-Mo | 8300 | 205 | 0,3 |

Таблиця 3.4 – Властивості сплаву Ni-Cr-Mo

| | Густина, кг/м ³ | Модуль Юнга, ГПа | Коефіцієнт Пуассона |
|----------|----------------------------|------------------|---------------------|
| Ni-Cr-Mo | 8200 | 167 | 0,3 |

За допомогою Fixed Constraint і Boundary Load обрано частини моделі ендопротеза які будуть закріплені та на які прикладатиметься сила відповідно.

Сила була прикладена на ділянки стегнового компонента, які в розігнутому положенні ноги повинні приймати найбільше навантаження (рис. А.2). Це частини ендопротеза які закріплюються в кістку та які прилягають до кістки під кутом 90° та найближчими до 90° .

Для кращого результату спочатку дослідження проводиться лише на стегновому компоненті. Тому що, вкладиш виконаний з поліетилену і значних відхилень, за якими можна порівняти стійкість матеріалів, не спостерігається.

Закріплені нижні ділянки стегнового компонента, які контактують з вкладишем (рис. А.1).

У вузлі Boundary Load задано вісь та напрямок прикладання сили. У даному досліді задано $-F$ по осі OY , тому сила прикладатиметься вертикально, а саме зверху в низ. Числове значення сили та межі її зміни задається в вузлі Parametric Sweep. Для дослідження обрано силу $F=7000N$, що відповідає навантаженню яке діє на колінний суглоб при масі тіла $90kg$ під час ходьби.

Перед запуском дослідження («Study») будуємо сітку («Mesh»). Програма будує полігони (трикутники, квадрати, багатокутники). По цим полігонам програмою буде вираховано зміну кожного квадрата по осям та коефіцієнти жорсткості. Це прискорює виконання навантаження та виведення результатів.

Провівши дослідження з матеріалом на основі титану, а саме додатково легований ванадієм і алюмінієм $Ti-6Al-4V$ (властивості сплаву подані в табл. 3.2), зрозуміло, що відхилення відбуваються не значні і їх важко помітити на 3D діаграмі, яка виводиться автоматично після запуску. Щоб отримати результати, які дозволять нам порівняти стійкість матеріалів, було побудовано переріз та задано точку, для виведення результатів в них. Переріз, для створення 2D діаграми, поданий на рисунку А.3. Даний переріз проходить через частини які знаходяться в кістці людини та частини які закріплені при

навантажені. Точка (168, 178, -68), зміщення в якій виводиться на графік, подана на рисунку А.4. Вона знаходиться на вершині одного з штирів, які знаходяться в кістці людини.

Виконавши досліди для усіх трьох матеріалів отримали 2D діаграми які представлені на рисунках 3.1, 3.2 і 3.3.

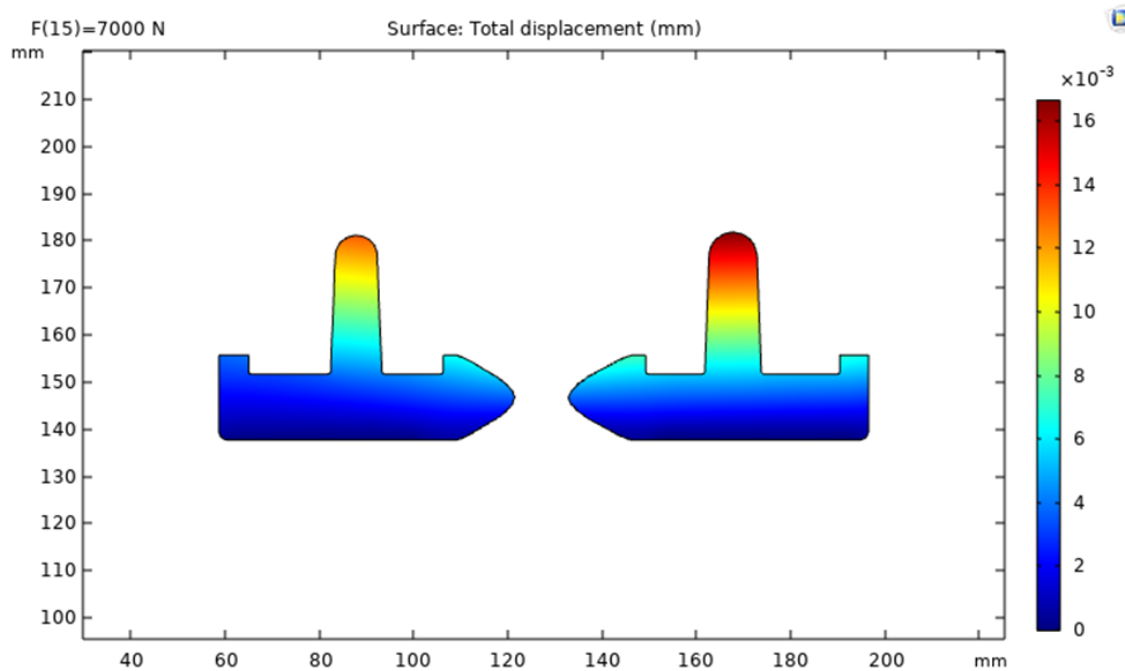


Рисунок 3.1 – Результати дослідження при матеріалі Ti-6Al-4V

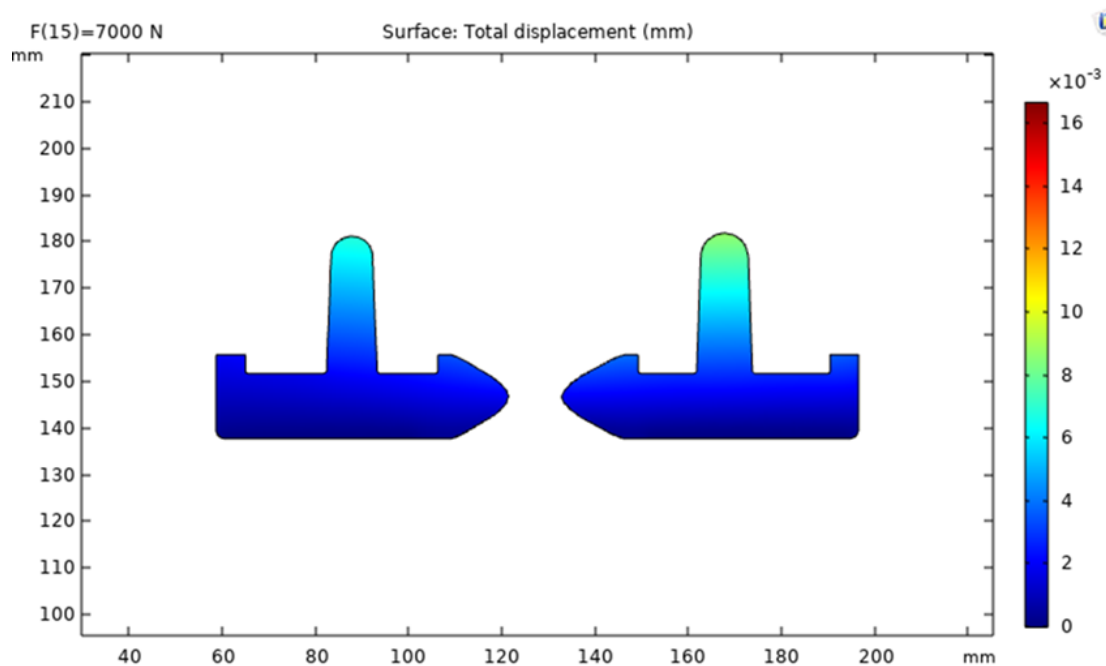


Рисунок 3.2 – Результати дослідження при матеріалі Co-Cr-Mo

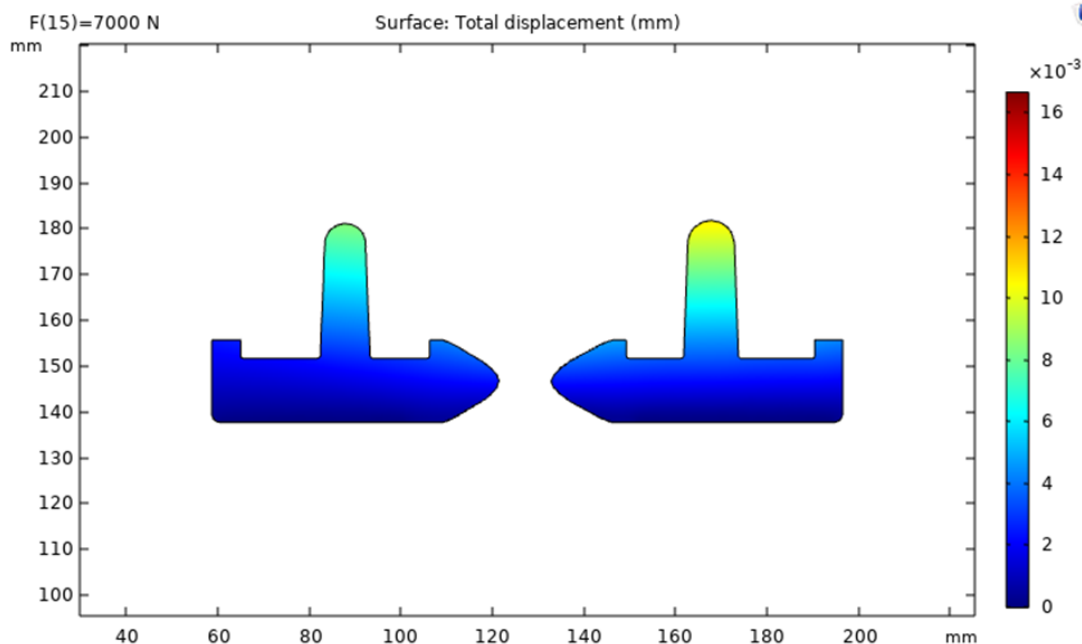


Рисунок 3.3 – Результати дослідження при матеріалі Ni-Cr-Mo

На 2D діаграмах видно які частини починають зміщуватися відносно осі та де виникає найбільша напруга. Максимальне число зміщення яке отримали у досліді з застосуванням сплаву на основі титану – 0.01669мм. В точці де спостерігається найбільше зміщення для сплаву на основі кобальту приблизно дорівнює 0,009мм, а для сплаву на основі нікелю – 0,010.

Розглянувши градієнти отримані на 2D діаграмах очевидно, що найбільш стійким до деформації є сплав на основі кобальту – Co-Cr-Mo. Але отримані відхилення є дуже малі, тому будь-який сплав може допускатися у використання при створенні ендопротезів колінного суглоба.

Також, для підтвердження результатів на 2D діаграмах, було виведено графіки залежності переміщення від сили у заданій точці. Дані графіки наведені на рисунках 3.4, 3.5 і 3.6.

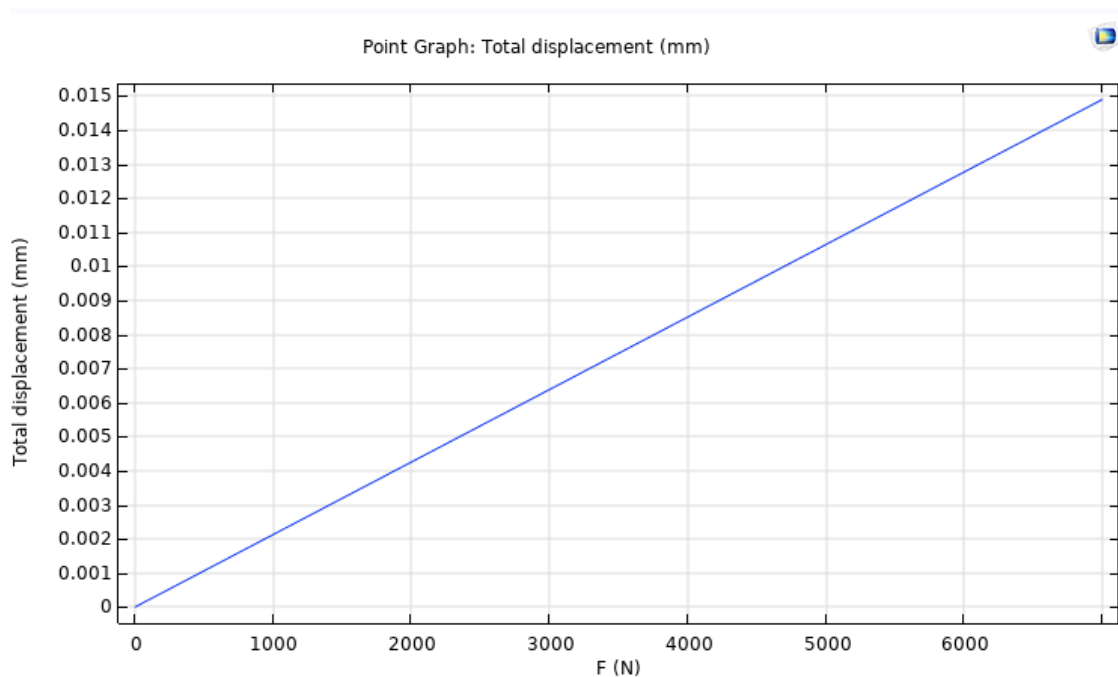


Рисунок 3.4 – Графік залежності переміщення від сили для сплаву
Ti-6Al-4V в точці (168, 178, -68)

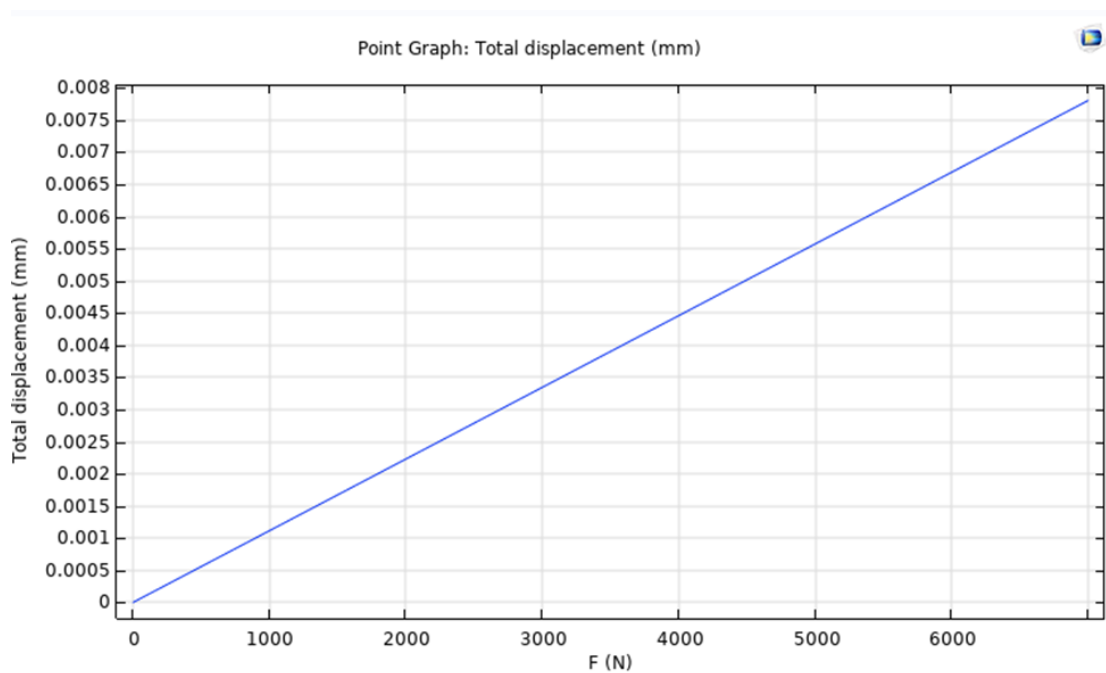


Рисунок 3.5 – Графік залежності переміщення від сили для сплаву
Co-Cr-Mo в точці (168, 178, -68)

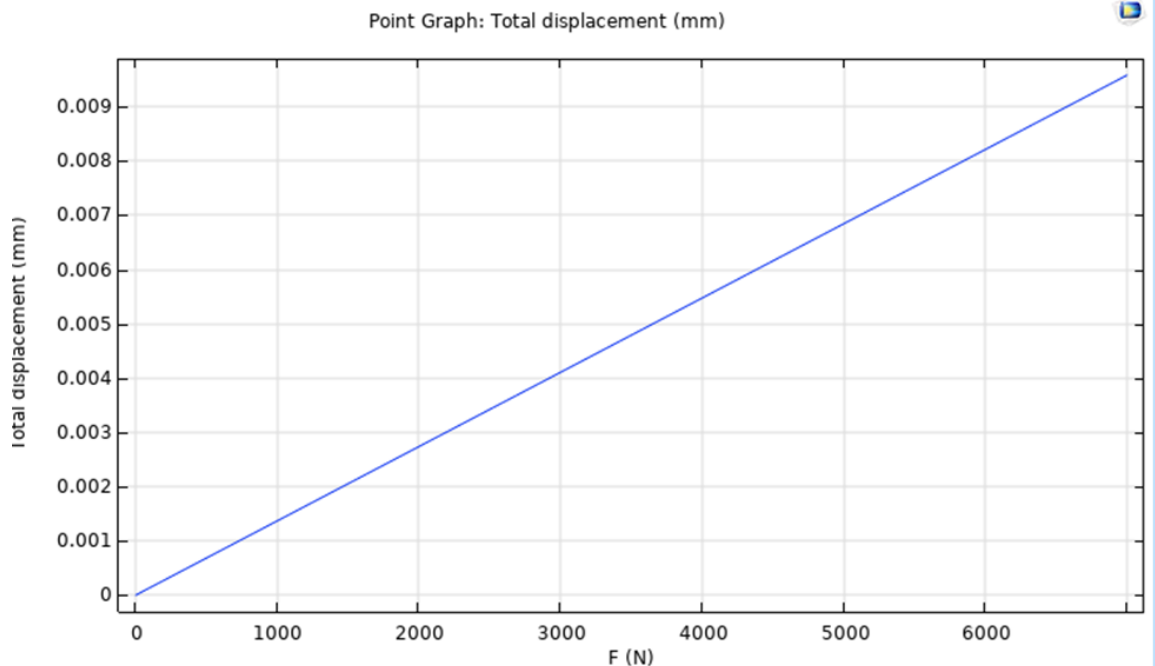


Рисунок 3.6 – Графік залежності переміщення від сили для сплаву Ni-Cr-Mo в точці (168, 178, -68)

Найбільше зміщення деталі від прикладеної сили спостерігається на графіку рис. 3.4, який відповідає сплаву на основі титану. У даній точці найбільше зміщення дорівнює 0,015мм. Найменше зміщення спостерігається при використанні сплаву на основі кобальта. Воно дорівнює 0,0073мм. Сплав на основі нікелю отримав зміщення яке дорівнює 0,0095мм при силі 7000Н.

Після розглянення результатів можна зробити висновок, що матеріал Co-Cr-Mo є найбільш стійким матеріалом до навантажень, які отримує людина при ходьбі. Також деформація на зжигання (показана на рис. 3.4, 3.5, 3.6) має незначну амплітуду, тому отримані результати по усіх матеріалах близькі, а деформації на згин практично не відрізняються. Тому усі три матеріали можуть використовуватися для створення ендопротеза колінного суглоба.

3.2 Дослідження найкращого матеріалу при навантаженні усього ендопротеза

Провівши попереднє дослідження матеріалів отримали, що усі три матеріали мають критичне навантаження менше за межу міцності (табл.3.5).

Таблиця 3.5 – Межа міцності матеріалів

| | Ti-6Al-4V | Co-Cr-Mo | Ni-Cr-Mo |
|--------------------|-----------|----------|----------|
| Межа міцності, МПа | 1000 | 1200 | 1100 |

Що підтверджує можливість їх використання для такого типу імплантів. Деформації на згин практично не відрізняються. Деформація на зжимання має незначну амплітуду, тому отримані результати по усіх матеріалах близькі. З точки зору взаємодії з біологічною тканиною та легкого використання в якості матеріалу для 3D друку геометрично складних елементів протезу ми вирішили зупинитись на матеріалі – титан (Ti-6Al-4V). Також цей матеріал найбільш використовується саме для ендопротезів колінного суглобу.

Проведемо навантаження на увесь ендопротез колінного суглоба задавши матеріал Ti-6Al-4V. Області навантаження і силу залишимо ті ж. Область, що закріплюється подана на рисунку А.5.

Задавши стегновому та великогомілковому компонентам матеріал Ti-6Al-4V здійснили дослід. Результати дослід у вигляді 3D діаграми ендопротеза колінного суглоба наведені на рисунку 3.7.

Дослідивши 3D діаграму вияснили, що найбільший тиск припадає на з'єднувальну частину головок деталі і може становити 200 000 000Па. На рисунку 3.7 встановлений найбільший тиск – 10 000 000Па, щоб наглядно продемонструвати ділянки ендопротезу які піддаються натиску в першу чергу. Також на даній діаграмі можна побачити відхилення ендопротеза від осі. Попереднє положення ендопротеза колінного суглоба виділене прозорим. На скільки відхилився ендопротез в точці (168, 178, -68) (рис. А.4) представлено на графіку рисунок 3.8.

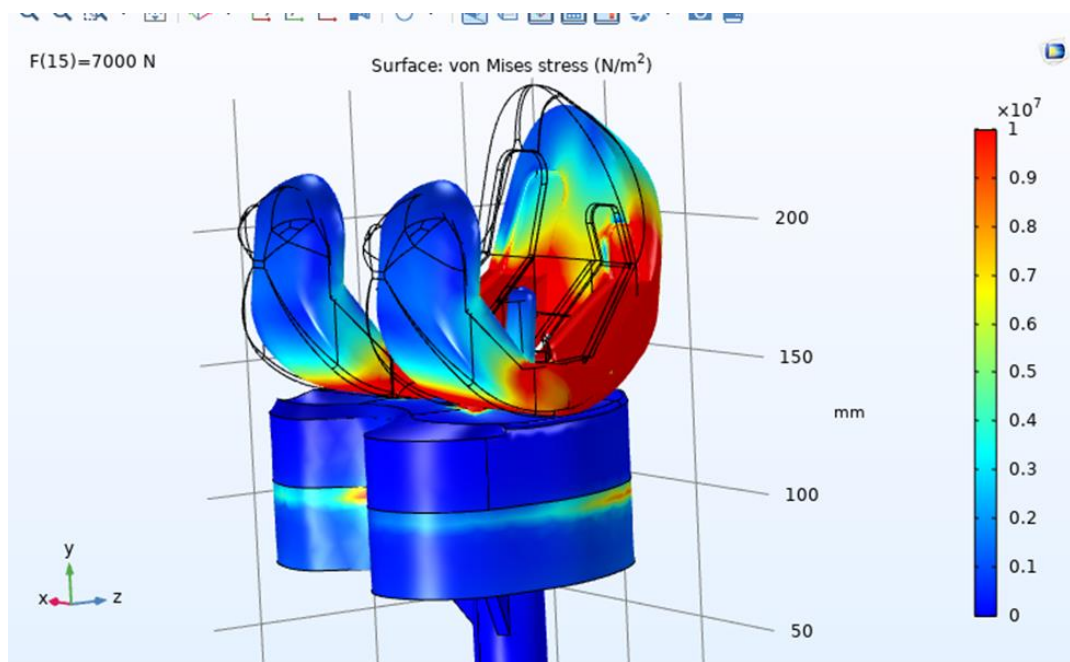


Рисунок 3.7 – 3D діаграма ендопротеза з матеріалом Ti-6Al-4V

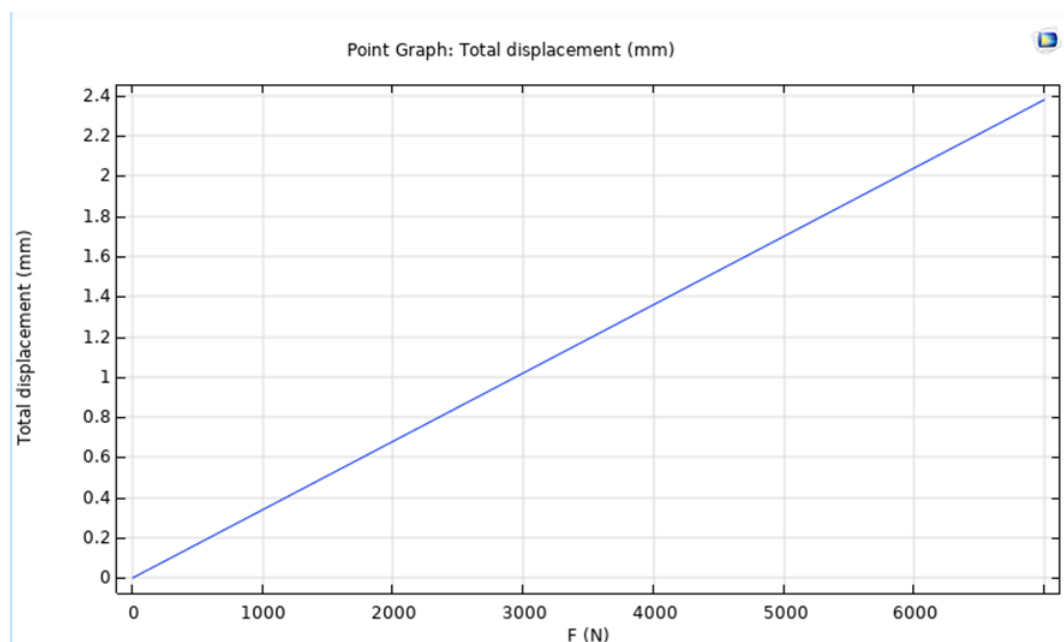


Рисунок 3.8 – Графік залежності переміщення від сили для сплаву Ti-6Al-4V в точці (168, 178, -68)

Відхилення яке постерігається в даній точці при силі 7000Н – 2.4 мм. Це більш значне відхилення ніж в попередніх дослідях.

Оскільки, ендопротез буде закріплений в кістки людини і підтримуватиметься м'язами – це зумовить менше деформування самого протезу. Тому протез здійснений з матеріалу Ti-6Al-4V може бути використаний.

3.3 Дослідження деформацій ендопротезу при критично допустимих навантаженнях

Критично допустимі навантаження для даного імпланта:

- тиск – $3\,500\,000\text{Н/м}^2$;
- сила що виникає при бігу у людини 90кг – $20\,000\text{Н}$.

На ендопротез колінного суглоба по черзі було здійснено навантаження максимальної сили і максимально допустимого тиску. Отримані результати представлені на 2D діаграмах (рис. 3.9 і 3.10).

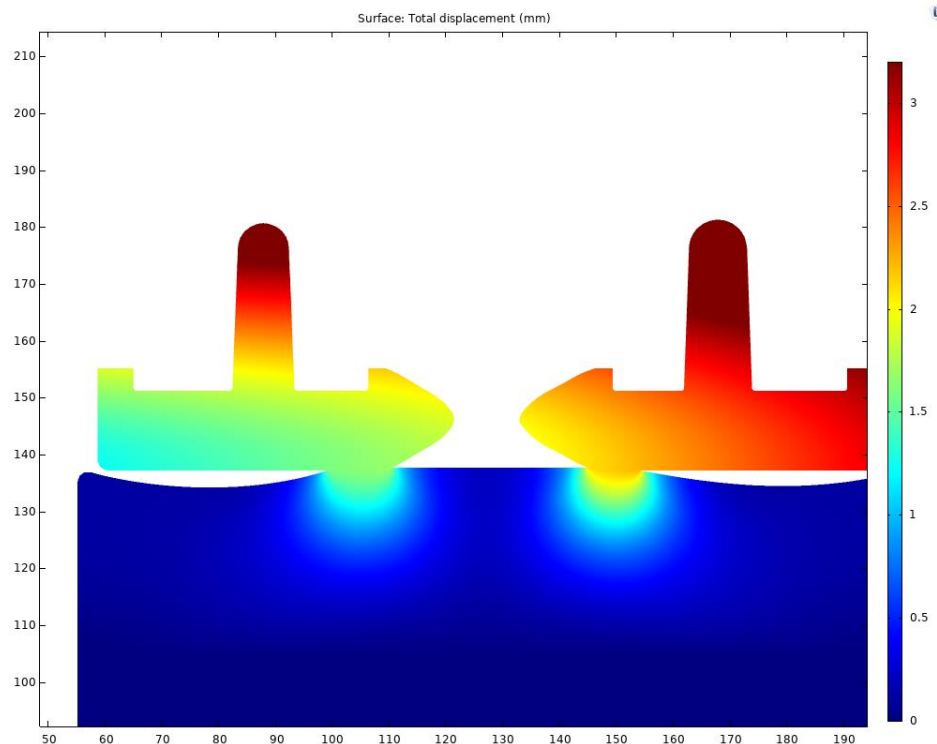


Рисунок 3.9 – 2D діаграма при прикладанні максимальної сили – $20\,000\text{Н}$

Після прикладання сили $20\,000\text{Н}$ отримали максимальну деформацію – 11.06мм (рис.3.9), а максимальне значення напруження – $947\,000\,000\text{Па}$.

При створенні тиску $3\,500\,000\text{Н/м}^2$ на ендопротез отримали максимальну деформацію – 10.1мм (рис.3.10) та максимальне значення напруження – $860\,000\,000\text{Па}$.

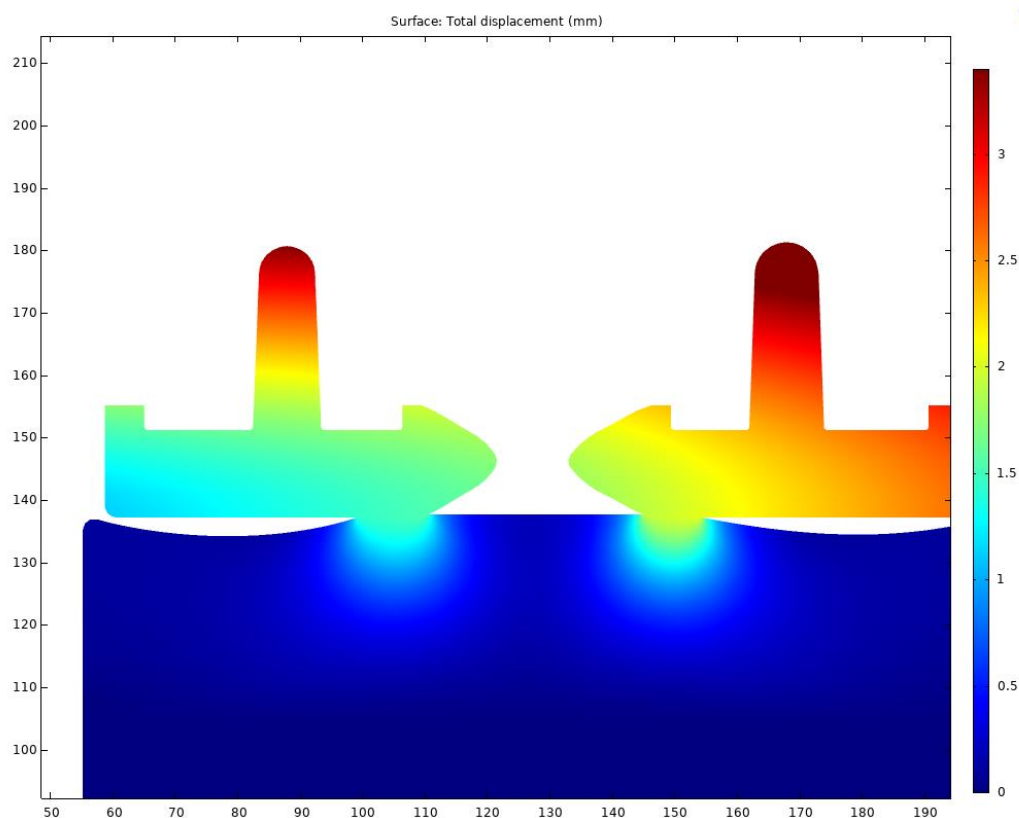


Рисунок 3.10 – 2D діаграма при створенні максимально допустимого тиску – $3\,500\,000\text{Н/м}^2$

Для наглядної деформації створено 3D діаграму після прикладання сили $20\,000\text{Н}$. Результати представлені на рисунку А.6.

Як при максимально можливій силі так і для критичного тиску напруження, що виникають в ендопротезі не перевищує межу міцності. Що ще раз підтверджує як доречність використання обраного матеріалу, так і запропонованої конструкцію ендопротезу.

Висновки до розділу 3

Провівши дослідження для трьох найпоширеніших матеріалів ми дійшли висновку, що можна використовувати кожен із них. Оскільки деформації на згин практично не відрізняються, а деформація на зжимання має незначну амплітуду, тому що отримані результати по усіх матеріалах близькі.

Однак для подальших досліджень обрано титан, так як він найбільш поширений.

Продовживши дослідження на повноцінному ендопротезі колінного суглобу отримано найбільше зміщення в точці (168, 178, -68) при силі 7000Н – 2.4 мм. А отримавши результати при максимально можливій силі і для критичного тиску з'ясували, що напруження – 947МПа і 860МПа, які виникають в ендопротезі не перевищує межу міцності – 1000МПа титана. Це підтверджує доречність використання обраного матеріалу і запропонованої конструкцію ендопротезу.

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист |
| | | | | | | 42 |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата | | |

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Технічні характеристики ендопротезу колінного суглоба

Моделюється ендопротезу колінного суглоба для дослідження особливості деформації протезу в умовах навантаження. Ендопротез використовують для заміни компонентів або всього колінного суглоба при пошкодженнях та захворюваннях суглобу, які неможливо вилікувати. Такого роду оперативне втручання дозволяє пацієнтові мати безболісний, рухливий суглоб і повернутися до нормального способу життя. Для дослідження обрано модульний ендопротез колінного суглоба з безцементним кріпленням. Характеристики модульного ендопротезу колінного суглоба наведені в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристики об'єкту

| № | Найменування приладу та функціональних блоків | Основні характеристики | Кількість | Позиція на рисунку |
|----|-----------------------------------------------|--------------------------------------------|-----------|--------------------|
| 1. | Стегновий компонент | Матеріал: металевий сплав - титан | 1 | 1 |
| 2. | Великогомілковий компонент | Матеріал: металевий сплав - титан | 1 | 3 |
| 3. | Вкладиш на великій гомілковій кістці | Матеріал: надвисокомолекулярний поліетилен | 1 | 2 |

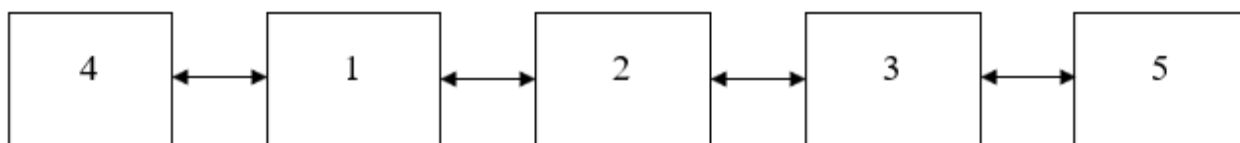


Рисунок 4.1 – Функціональна блок-схема модульного ендопротезу колінного суглоба.

На рисунку 4.1 стрілками показані зв'язки з'єднання елементів.

1 – стегновий компонент – замінює зношені поверхні стегнової кістки; 2 – вкладиш – пластикова ковзаюча опора, яка замінює суглобову щілину; 3 – великогомілковий компонент – замінює зношені частини великої гомілкової кістки; 4 – стегнова кістка; 5 – велика гомілкова кістка.

4.2 Аналіз потенціальних небезпек та розробка заходів безпеки

Матеріали з яких виготовляється даний протез не є токсичними, є корозійно стійкими і є біосумісними з організмом людини, а також дана конструкція не є електро- і пожежонебезпечною.

Але в результаті експлуатації даного ендопротезу колінного суглобу можуть виникати біологічні та механічні небезпеки.

4.2.1 Біологічна небезпека

У зв'язку з тим, що протез імплантується в тіло людини основною небезпекою є біологічна. При встановленні ендопротезу колінного суглобу можуть потрапити сторонні речовини та організми, тому потрібно проводити ендопротезування дотримуючись усіх інструкцій.

В таблиці 4.2 наведені причини небезпек, що можуть призвести до пошкоджень організму.

Таблиця 4.2 – Основні небезпеки біологічного характеру

| № | Найменування функціонального блоку | Джерело небезпеки | Причини небезпеки | Наслідки небезпеки |
|----|------------------------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| 1. | Стегновий компонент | Віруси, бактерії, мікроорганізми, сторонні речовини | Недотримання правил використання та заходів безпеки | Гниття організму, складне загоювання після протезування. |
| 2. | Вкладиш | Віруси, бактерії, мікроорганізми, сторонні речовини | Недотримання правил використання та заходів безпеки | Гниття організму, складне загоювання після протезування. |
| 3. | Великогомілковий компонент | Віруси, бактерії, мікроорганізми, сторонні речовини | Недотримання правил використання та заходів безпеки | Гниття організму, складне загоювання після протезування. |

Таблиця 4.3 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

| № | Фактор небезпеки | Реальне значення | Нормативні значення |
|----|----------------------------------|------------------|---------------------|
| 1. | Віруси, бактерії, мікроорганізми | Можливе | Не допускається |
| 2. | Сторонні речовини | Можливе | Не допускається |

Таблиця 4.4 – Заходи з забезпечення охорони праці

| № | Група номенклатурних заходів з ОП | Вид заходу | Критерій вибору |
|----|-----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|
| 1. | Технічні заходи | Ендопротез повинен пройти стерилізацію і зберігатися в закритій упаковці. Використання ендопротезу в стерильному приміщенні. При експлуатації не використовувати сторонніх речовин. | Уникнення потрапляння сторонніх речовин та організмів. |
| 2. | Організаційні заходи | Інструкція з експлуатації | Навчання з питань безпеки при експлуатації ендопротеза |
| 3. | Режимні заходи | Використовувати повинен тільки персонал, який пройшов відповідну підготовку | Уникнення проблем з встановленням ендопротеза |
| 4. | Експлуатаційні заходи | Оглянути упаковку на відсутність пошкоджень та перевірити термін придатності | Уникнення наслідків від потрапляння вірусів, мікроорганізмів та бактерій |
| 5. | ЗІЗ | Використовувати стерильний одяг та працювати в стерильних рукавицях | Захист від потрапляння вірусів, бактерій, мікроорганізмів |

В таблиці 4.4 наведені заходи, що дозволять забезпечити безпеку організму, запобігти потрапляння сторонніх речовин, вірусів, бактерій та мікроорганізмів.

4.2.2 Механічна безпека

В результаті функціонування даного ендопротезу колінного суглоба можуть виникати механічні небезпеки. В таблиці 4.5 наведені причини небезпек, що можуть призвести до механічних пошкоджень. В таблиці 4.6 наведені нормативи щодо небезпечних факторів.

Таблиця 4.5 – Джерела та наслідки впливу механічних факторів

| № | Найменування функціонального блоку | Джерело небезпеки | Причини небезпеки | Наслідки небезпеки |
|----|------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. | Стегновий компонент | Матеріал, збільшення коефіцієнту тертя, тиск | Шорсткість, рухомі частини | Пошкодження організму людини, зношування та утворення мікрочасток, низька рухомість протезу |
| 2. | Вкладиш | Збільшення коефіцієнту тертя | Рухомі частини | Стирання матеріалу, утворення мікрочасток |
| 3. | Великогомілковий компонент | Матеріал | Шорсткість | Пошкодження організму людини, зношування та утворення мікрочасток |

Таблиця 4.6 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

| № | Фактор небезпеки | Реальне значення | Нормативні значення |
|----|------------------------------------------|------------------|---------------------|
| 1. | Шорсткість | Можливе | 0,02мкм |
| 3. | Тертя і тиск створені рухомими частинами | Можливе | Не допускається |

Таблиця 4.7 – Заходи з забезпечення охорони праці

| № | Група номенклатурних заходів з ОП | Вид заходу | Критерій вибору |
|----|-----------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|
| 1. | Технічні заходи | Підібрати відповідний розмір ендопротеза. Використання матеріалів з низькою шорсткістю. | Уникнення пошкоджень організму |
| 2. | Організаційні заходи | Інструкція по обслуговуванню | Забезпечення підтримання приладу в належному стані |
| 3. | Режимні | Не передбачені | - |
| 4. | Експлуатаційні | Оглянути конструкцію на відсутність видимих пошкоджень | Свочасне виявлення дефектів, що унеможливають пошкодження організму |
| 5. | ЗІЗ | Не передбачені | - |

Наведені в таблиці 4.7 заходи безпеки попереджають можливість травмування нерівностями. Також наведені заходи допоможуть захистити людину від травмування та продовжать термін експлуатації.

4.4 Інструкція з техніки безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту

Уважно прочитайте цю інструкцію перед використанням пристрою. Експлуатація заборонена без ознайомлення з цією інструкцією.

Дана частина інструкції передбачає оцінку приладу перед його використанням для лікаря, пацієнта та під час планової перевірки.

Перед використанням ендопротезу колінного суглоба повинен бути перевірений на відповідність таким вимогам:

- працювати без спричинення болі та проблем;
- матеріал, з якого виготовлений протез, повинен бути сумісним з організмом, стійким до корозії, гіпоалергеним і протистояти природному стиранню суглоба;
- ендопротез повинен мати низьку шорсткість.

Експлуатація та застосування:

- Пристрій повинен використовуватися тільки персоналом, який пройшов відповідну підготовку – це ортопеди, які спеціалізуються на ендопротезуванні колінних суглобів.
- Перед ендопротезуванням пацієнт повинен пройти ряд обстежень.
- Підібрати потрібний розмір ендопротеза.
- Перед використанням уважно огляньте упаковку. Не використовуйте пристрій в разі, якщо упаковка розірвана або її цілісність порушена, або закінчився термін придатності продукту. Після відкриття упаковки компонент повинен бути використаний, утилізовано або стерилізований повторно [30].
- Перед використанням оглянути конструкцію на відсутність видимих пошкоджень. У разі виявлення пошкоджень встановлювати та експлуатувати даний протез заборонено.

- При виникненні специфічних проблем з ендопротезом необхідно звернутися до інженера з обслуговування даного протезу та повідомити про несправність для заміни частини чи всього протезу колінного суглоба.

- Ендопротезування повинно проводитися в стерильному приміщенні, а особи, що його проводять, бути в стерильному одязі та рукавичках.

- Під час оперування протез повинен бути стерильним, для цього не використовувати сторонні речовини.

- На етапі відновлення використовувати фізіотерапію та лікувальну фізкультуру.

- Після протезування пацієнт повинен наглядатися у лікаря-ортопеда.

Висновки до розділу 4

У розділі розглянуті небезпеки біологічного та механічного характеру, розроблені та описані заходи для їх зменшення або усунення.

Конструкція даного ендопротезу, в цілому, не є небезпечною і створена з біосумісного матеріалу, протез за неправильної експлуатації може призвести до пошкоджень організму. При проектуванні враховано, що матеріал повинен володіти високою міцністю, бути гіпоалергенним, стійким до корозії, володіти здатністю приживатися в людському організмі.

ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи було проведено огляд літератури з обраної теми, в результаті чого було з'ясовано анатомічну будову колінного суглоба, вивчено біомеханіку руху. Також з'ясовано величину навантажень, які виникають в коліні людини під час рухів.

Проаналізовано конструкції найбільш поширених видів ендопротезів колінного суглоба та вирішено досліджувати модульний ендопротез. Даний тип протеза є найбільш поширеним ендопротезом коліна і повністю замінює колінний суглоб.

Розглянувши задачі поставлені перед нами обрано програмне забезпечення COMSOL Multiphysics 5.5 для проведення подальшого математичного моделювання та SolidWorks 2017 для створення креслень в трьох виглядах і 3D моделі елементів ендопротезу.

Проаналізувавши властивості різних матеріалів які використовують для ендопротезу колінного суглобу було обрано застосувати для стегнового і великогомілкового компонентів – сплави на основі титану, кобальту та нікелю, для вкладиша – надвисокомолекулярний поліетилен, для дослідження і порівняння деформації після навантаження.

Аналізуючи конструкцію модульного ендопротеза колінного суглоба виконано три проєкційних креслень кожного елементу ендопротезу в програмному середовищі SolidWorks. На основі виконаних креслень була проведена побудова 3D моделей. За допомогою модуля LiveLink for SOLIDWORKS в COMSOL Multiphysics було імпортовано 3D модель ендопротезу колінного суглобу для подальшого дослідження особливості деформування протезу колінного суглобу в умовах навантаження в процесі ходьби.

Створивши модель ендопротеза колінного суглоба в середовищі COMSOL Multiphysics 5.5 елементам задані матеріали та їх властивості. Здійснено навантаження на ендопротез та проведено аналіз отриманих даних.

Провівши дослідження для трьох найпоширеніших матеріалів ми дійшли висновку, що можна використовувати кожен із них. Оскільки деформації на згин практично не відрізняються, а деформація на зжимання має незначну амплітуду. Однак для подальших досліджень обрано титан, так як він найбільш поширений.

Продовживши дослідження на повноцінному ендопротезі колінного суглобу отримано найбільше зміщення в точці (168, 178, -68) при силі 7000Н – 2.4 мм. А отримавши результати при максимально можливій силі і для критичного тиску з'ясували, що напруження – 947МПа і 860МПа, які виникають в ендопротезі не перевищує межу міцності – 1000МПа титана. Це підтверджує доречність використання обраного матеріалу і запропонованої конструкцію ендопротезу.

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист |
| | | | | | | 50 |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата | | |

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Колінний суглоб: анатомія, травми і хвороби, лікування [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://arthroscopy.kiev.ua/ua/колінний-суглоб.html>.
2. Біль у колінах? Причини та способи лікування [Електронний ресурс]. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://moyezdorovya.com.ua/bil-v-kolinah-prichini-ta-sposobi-likuvannya/amp/>.
3. Анатомія коліна та основні захворювання колін [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://ya.lviv.ua/anatomiya-kolina-ta-osnovni-zahvoryuvannya-kolin/>.
4. Біомеханічні властивості кісток і суглобів. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://studfile.net/preview/5253870/page:6/>.
5. Єщенко в. О. Напружено-деформований стан біомеханічних систем металоостеосинтезу : дис. канд. техн. наук : 01.02.04 / Єщенко Віктор Олексійович – Київ, 2016. – 222 с.
6. Григор'єва Л. І. Основи біофізики і біомеханіки: навч. посіб. / Л. І. Григор'єва, Ю. А. Томілін. – Миколаїв: ЧДУ ім. Петра Могили, 2011. – 297 с.
7. Дегтярюк О. Д. Проблеми штучних суглобів / Дегтярюк О. Д. – Київ, 2017.
8. Ендопротезування колінного суглобу [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://arthroscopy.kiev.ua/ua/ендопротезування-колінного-суглоба.html>.
9. Эндопротезирование коленного сустава [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://linkmed.by/endoprotezirovanie-kolennyh-sustavov.html>.

10. Ендопротезування колінного суглоба [Електронний ресурс]. – 2019.
– Режим доступу до ресурсу: <https://ortopedotrauma.kh.ua/uk/jendoprotezirovanie-kolodnogo-sustava-v-garkove/>.

11. Оптимизация и анализ поведения реальных устройств и процессов с помощью моделирования [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.comsol.ru/comsol-multiphysics>.

12. Кращі програми симулятор фізичних процесів 3d. Моделювання фізичних процесів. Імпорт, обробка, дефічерінг і віртуальні операції [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://gamebroker.ru/uk/luchshie-programmy-simulyator-fizicheskikh-processov-3d-modelirovanie/>.

13. Быканова А. Ю., Старков А. В. Основы SolidWorks. Построение моделей деталей / Быканова А. Ю., Старков А. В.; учебно-методическое пособие. – Владивосток: ДВГТУ, 2009. – 120 с.

14. Особливості системи автоматизованого проектування SolidWorks. // науковий журнал "Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво". – 2014. – №15. – С. 127–130.

15. Ендопротезування суглобів [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://oblast-travma.cv.ua/ua/endoprotezirovanie-sustavov>.

16. Гордієнко М. Р. Дослідження впливу інтенсивно пластичної деформації на структуру та властивості технічно чистого титану : 132 / Гордієнко М. Р. – Запоріжжя, 2019. – 83 с. URL: http://eir.zp.edu.ua/bitstream/123456789/5276/1/MR_Hordiienko.pdf.

17. Сучасні тенденції використання пар тертя в ендопротезах суглобів людини / [М. О. Корж, В. А. Філіпенко, В. О. Танькут та ін.]. // Журнал НАМН України. – 2017. – №3-4. – С. 247–255.

18. Шубняков И. И., Тихилов Р. М., Гончаров М. Ю. и др. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов// Травматол. и ортопед. России. — 2010. — № 3 — С. 147-158.

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист |
| | | | | | | 52 |
| Изм. | Лист | № докум. | Підпис | Дата | | |

19. Эндопротезирование коленного сустава (Замена коленного сустава) [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.primomedico.com/ru/lecheniye/protezirovanie-kolennogo-sustava/>.

20. ПНТ - поліетилен низького тиску [Електронний ресурс]. – 2009. – Режим доступу до ресурсу: <https://polyplastic.ua/ua/news/news-1299.html>.

21. ГОСТ 19807-91 Титан и сплавы титановые деформируемые. Марки (с Изменением N 1).

22. Huiskes R., Weinans H. Biomechanical aspects hydroxylapatite coatings on fem-oral hip prostheses. Hydroxylapatite Coatings in Orthopaedics Surgery. New York. 1993. Pp. 63-80.

23. Разработка конструкции и технология изготовления протеза коленного сустава с применением программ фирмы Delcam [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://sapr.ru/article/24354>.

24. EVOLUTION MEDIAL PIVOT [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://gc-cmt.ru/products/endoprotezirovanie-kolennogo-sustava/evolution-medial-pivot>.

25. Эндопротезирование коленного сустава (Замена коленного сустава) [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.primomedico.com/ru/lecheniye/protezirovanie-kolennogo-sustava/>.

26. Введение в COMSOL Multiphysics 5.4 – США: COMSOL, 2018. – 216 с. – (COMSOL Group).

27. Интеграция SOLIDWORKS® с COMSOL Multiphysics® [Электронный ресурс]. – 2018. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.comsol.ru/livelink-for-solidworks>.

28. "Титановый сплав Ti 6Al-4V Технічний лист" Carpenter Technology Corporation – 2017.

29. Доля П. Г. Основи моделювання в COMSOL Multiphysics // Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна, факультет

математики і інформатики кафедра теоретичної і прикладної інформатики
2019 р. – С. 167.

30. Система эндопротезирования коленного сустава NexGen RHK
[Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу:
<https://www.zimmerrussia.ru/medical-professionals/products/knee/nexgen-rh-knee.html>.

| | | | | | | |
|------|------|----------|--------|------|-------------------|------|
| | | | | | БМ62.18.2505.1191 | Лист |
| | | | | | | 54 |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата | | |

ДОДАТКИ

Додаток А

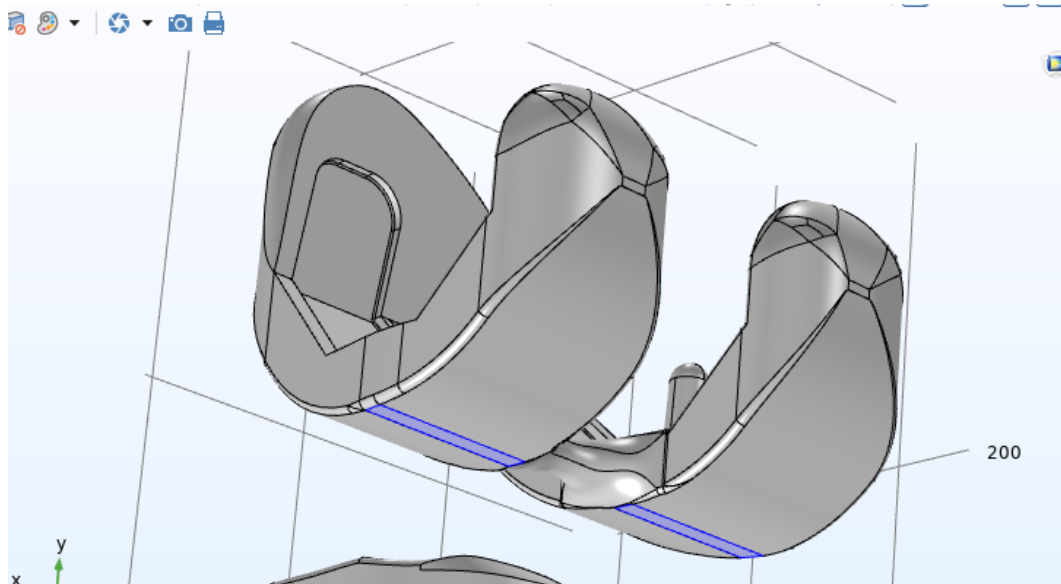


Рисунок А.1 – Елементи стегнового компонента які закріплені

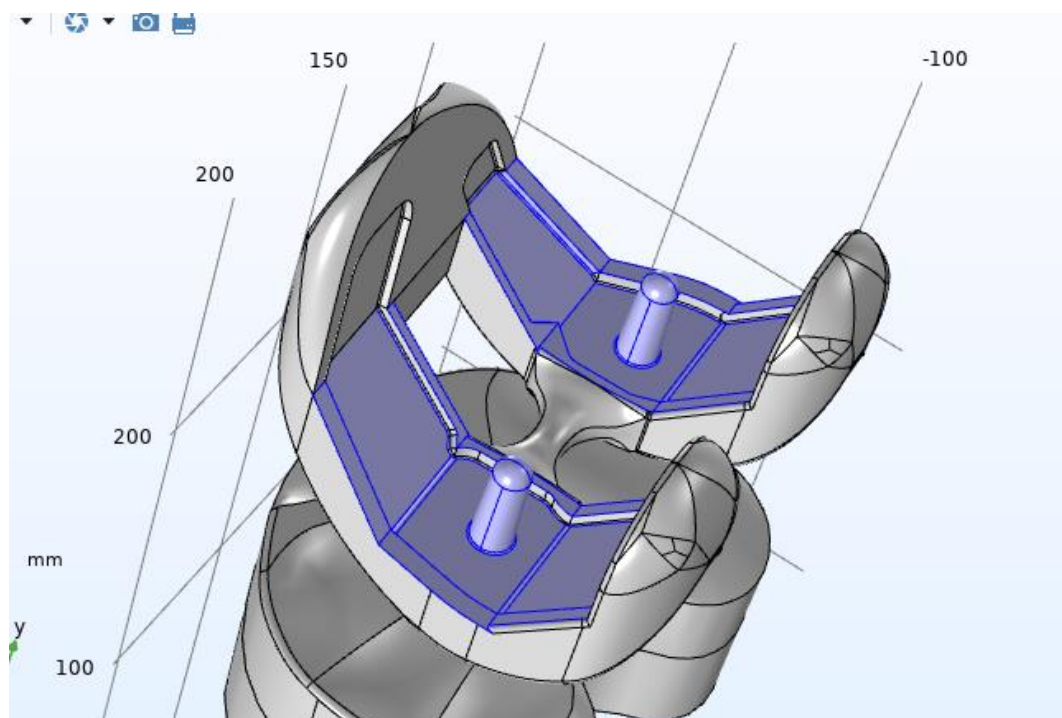


Рисунок А.2 – Елементи ендопротеза на які здійснюється навантаження

| | | | | |
|------|------|----------|--------|------|
| | | | | |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата |

БМ62.18.2505.1191

Лист

55

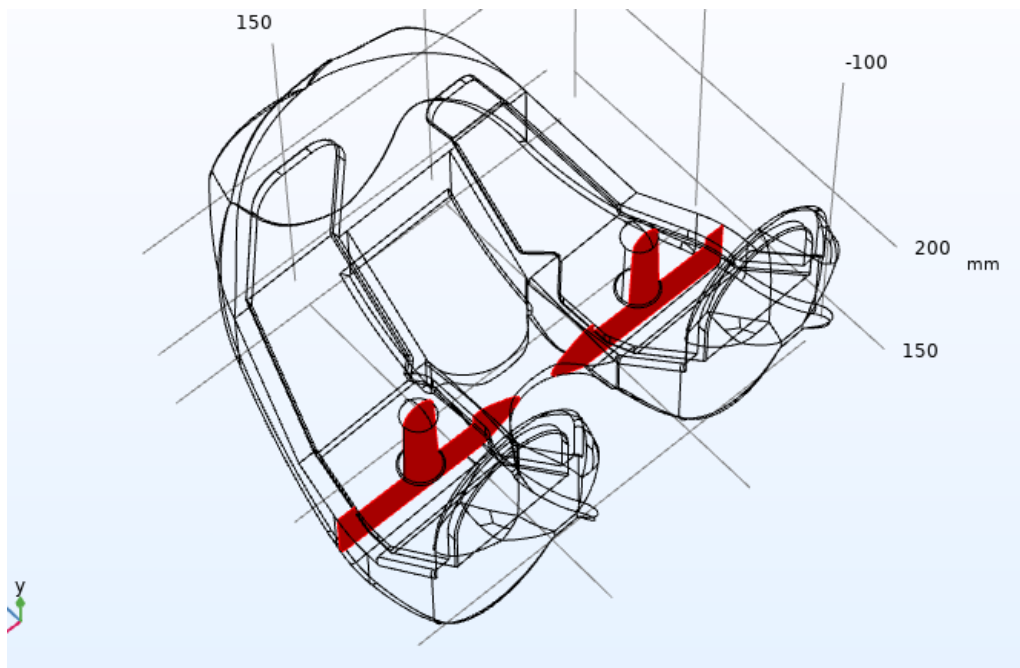


Рисунок А.3 – Переріз для створення 2 D діаграми

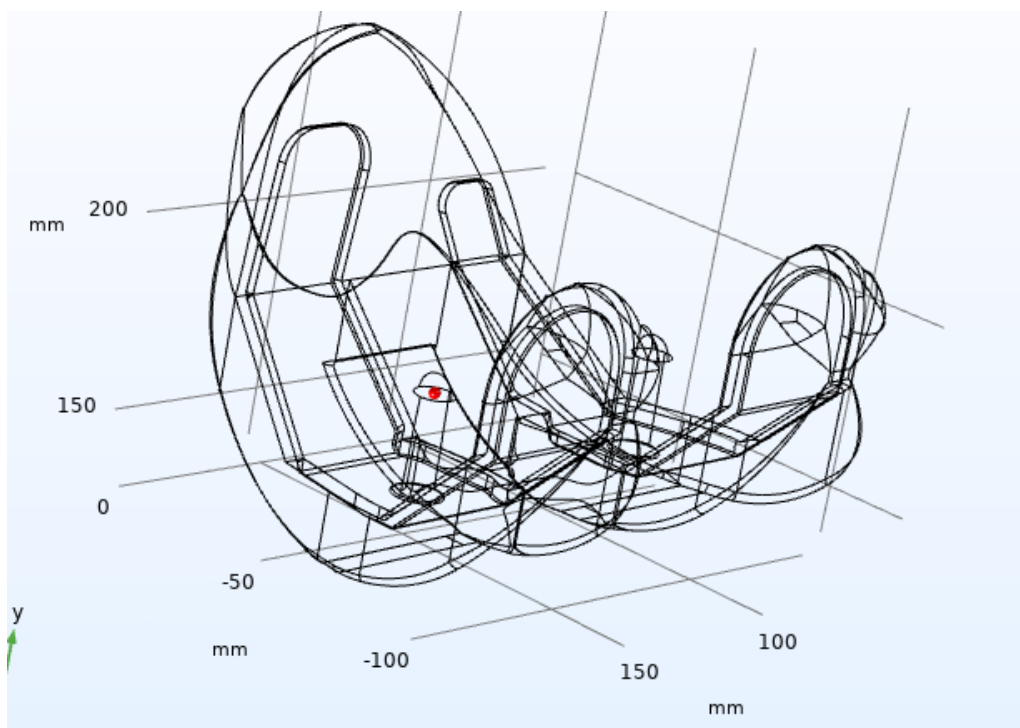


Рисунок А.4 – Точка (168, 178, -68) для дослідження

| | | | | |
|------|------|----------|--------|------|
| | | | | |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата |

БМ62.18.2505.1191

Лист

56

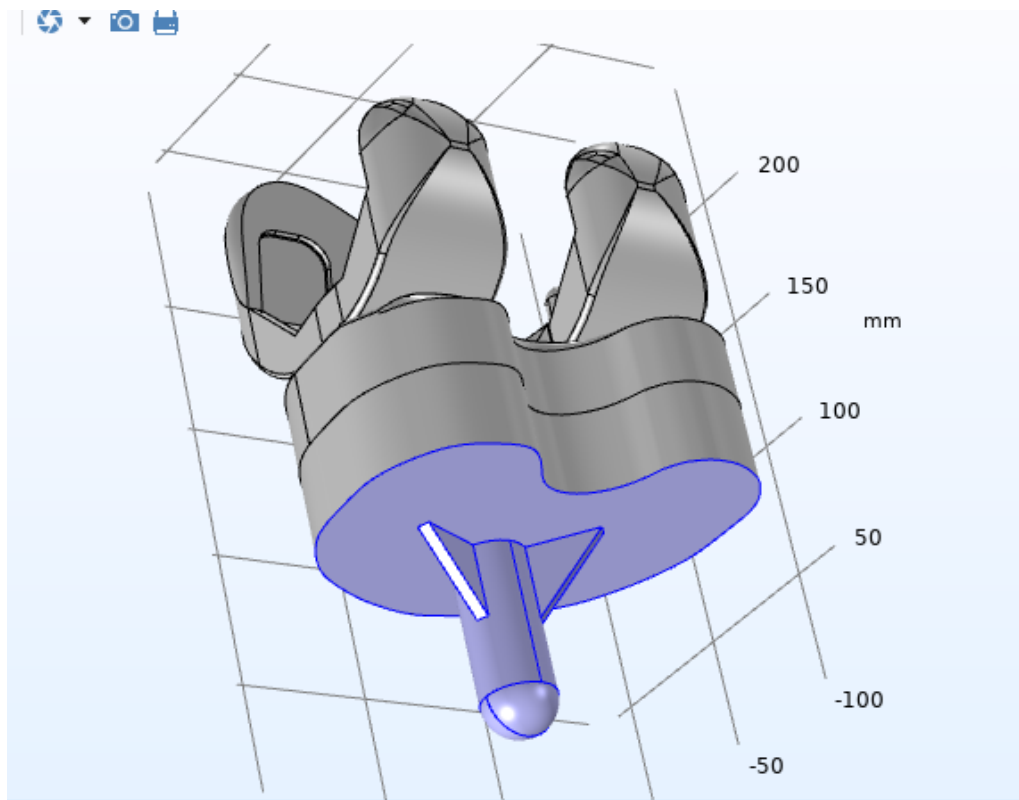


Рисунок А.5 – Область ендопротеза колінного суглоба, що закріплюється при навантаженні

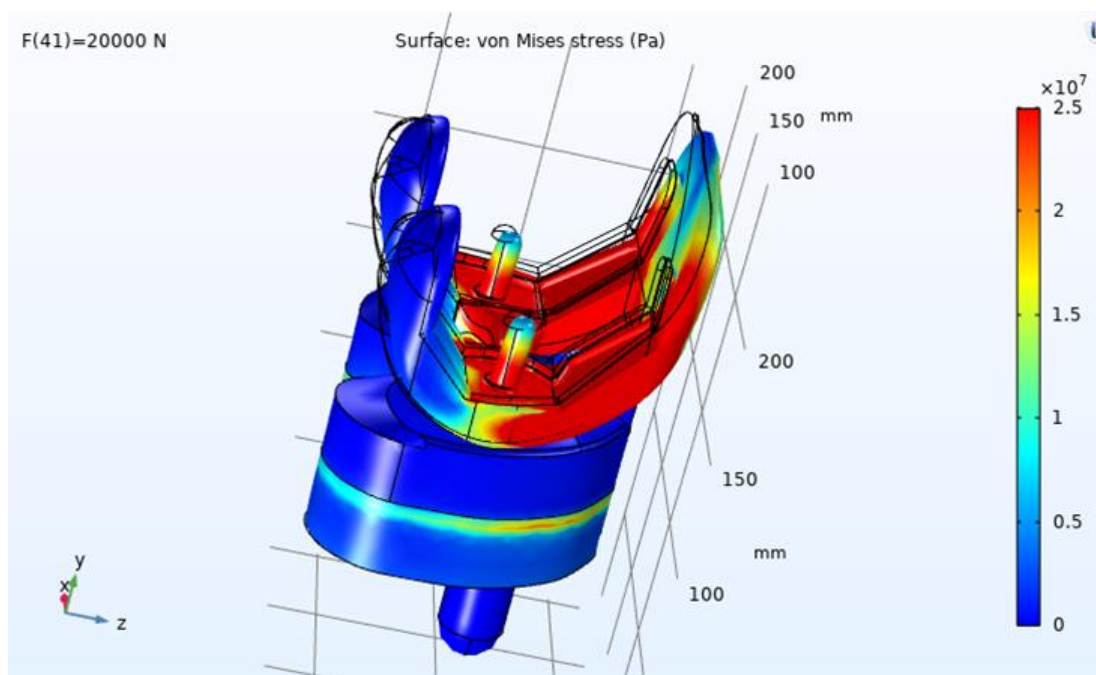


Рисунок А.6 – 3D діаграма після прикладання сили 20 000Н

| | | | | |
|------|------|----------|--------|------|
| | | | | |
| Изм. | Лист | № докум. | Піппис | Лата |

БМ62.18.2505.1191

Лист

57